



**Adriana Cristina
Custódio Murraças**

**Estudo exploratório dos valores de SAR em
Ressonância Magnética**



**Adriana Cristina
Custódio Murraças**

**Estudo exploratório dos valores de SAR em
Ressonância Magnética**

Tese apresentada à Universidade de Aveiro para cumprimento dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre em Tecnologias da Imagem Médica, realizada sob a orientação científica do Doutor Augusto Marques Ferreira da Silva, Professor Auxiliar do Departamento de Electrónica, Telecomunicações e Informática da Universidade de Aveiro e da Doutora Paula Maria Vaz Martins, Professora Adjunta da Escola Superior de Saúde de Aveiro da Universidade de Aveiro

o júri

presidente

Prof.^a Doutora Sílvia de Francesco
professora adjunta da Escola Superior de Saúde da Universidade de Aveiro

Prof. Doutor Augusto Marques Ferreira da Silva
professor auxiliar da Universidade de Aveiro

Prof.^a Doutora Maria Margarida do Carmo Pinto Ribeiro
professora adjunta da Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa

agradecimentos

Em primeiro lugar, aos meus Pais, pelo incentivo e possibilidade, sem a qual esta etapa não seria possível.

Aos meus orientadores, Professor Augusto Silva e Professora Paula Martins, pelos conhecimentos transmitidos, crítica, apoio e disponibilidade durante este percurso.

Ao Técnico Carlos Ferreira, Engenheiro Pedro Almeida e Mestre Tiago Godinho, pelas suas individuais e preciosas contribuições na resposta às minhas dúvidas e apoio informático imprescindíveis ao projeto.

Ao Flávio pela paciência e incentivo em todo o meu percurso académico.

palavras-chave

Ressonância Magnética, Segurança, Radiofrequência, SAR, Sequências de Pulso, Massa Corporal, IMC, Género.

resumo

Introdução. A imagem por Ressonância Magnética (RM) apresenta-se como uma modalidade de excelência na avaliação não invasiva do corpo humano, aliada a um desenvolvimento tecnológico contínuo. A aquisição de imagem por RM compreende a interação de três diferentes tipos de campos eletromagnéticos (não ionizantes) com o corpo humano. Uma das principais preocupações de segurança em RM prende-se com a absorção de energia de Radiofrequência (RF), que está maioritariamente associada ao aumento de temperatura dos tecidos, cujo controlo é importante em doentes com capacidade termorreguladora comprometida, febris, grávidas, idosos ou crianças. A monitorização da absorção de RF no exame de RM é levada a cabo pelo parâmetro SAR (Taxa de Absorção Específica, do inglês, *Specific Absorption Rate*), sob a qual assentam recomendações internacionais, e que se define como a energia de RF total absorvida por unidade de massa do tecido. Contudo, a determinação da SAR não é trivial em seres humanos, visto que a absorção de energia depende de imensas variáveis. Além disso, a implementação do cálculo da SAR recai sobre os fabricantes dos equipamentos, que não são totalmente esclarecedores quanto aos procedimentos ou variáveis que têm em conta nesta estimativa.

Objetivo. O presente trabalho apresenta uma abordagem exploratória dos valores de SAR de corpo inteiro reportados pelo equipamento e armazenados nos metadados DICOM, procurando relações ou tendências para com a massa corporal, índice de massa corporal (IMC) e género, em estudos de Abdómen/Pélvis e Crânio.

Métodos. Extraíram-se os metadados produzidos por um equipamento 3 Tesla Siemens, utilizando a plataforma Dicoogle. Para cada tipo de estudo, sequências de pulso e respetiva ponderação de imagem foram relacionadas com a massa corporal, IMC e género, recorrendo a diagramas de caixa e adicional análise estatística da significância e tamanho do efeito.

Resultados. Os limites de SAR não foram excedidos. Na generalidade, observou-se uma tendência de diminuição dos valores de SAR para com o aumento da massa corporal ou IMC em estudos de Abdómen/Pélvis. Por outro lado, os estudos de Crânio mostram diferentes tendências consoante a sequência de pulso aplicada. Para ambos os tipos de estudo, o género masculino tende a registar valores de SAR mais elevados. Como expectável, as sequências de pulso do tipo *turbo spin echo* registam os valores de SAR mais elevados. Os valores encontrados para a sequência de pulso do tipo *echo gradient spoiled* (FLASH) também são elevados.

Conclusões. Confirma-se que as estimativas de SAR estão relacionadas com as variáveis analisadas. Recomenda-se a observação individual de sequências de pulso e respetiva ponderação para observar tendências relacionadas com a massa corporal, IMC ou género.

keywords

Magnetic Resonance, Safety, Radiofrequency, SAR, Pulse Sequences, Body Weight, BMI, gender.

abstract

Introduction. Magnetic Resonance (MR) imaging presents itself as an excellence modality in non-invasive evaluation of the human body, allied to increasingly technological development. MR image acquisition comprises the interaction between three different electromagnetic fields (non-ionizing) with the human body. In MR exam, the Radiofrequency (RF) energy absorption arises as one of the main safety concerns, being mainly related with increased body temperature, whose control is important in patients with compromised thermoregulatory ability, feverish, pregnant, elderly and children. Monitoring RF absorption is achieved by the estimation of Specific Absorption Rate (SAR), on which international recommendations are based, and it is defined as the total RF energy absorbed by unit of mass of the tissue. However, SAR estimation is not trivial in humans, since the absorption of energy depends on diverse variables. In addition, the implementation of SAR calculation lies on equipment manufacturers, which are not totally enlightening about the procedures or variables they consider in this estimation.

Purpose. This work presents an exploratory approach of whole body SAR values reported by the equipment and stored in DICOM metadata, aiming to find correlations or tendencies with weight, body mass index (BMI) and gender, for Abdomen/Pelvic and Head studies.

Methods. The metadata produced by a 3 Tesla Siemens equipment was extracted using the Dicoogle platform. For each study type, specifically weighted pulse sequences were related with weight, BMI and gender through boxplot diagrams, statistical and effect size analysis.

Results. SAR limits were never exceeded. Generally, SAR values tend to decrease with increasing body weight and BMI values for Abdominal/Pelvic studies. On the other hand, Head studies showed different trends regarding distinct pulse sequences. SAR values tend to be higher in male individuals. As expected, turbo spin echo sequences present the highest SAR values. The values found for echo gradient spoiled (FLASH) sequence were also high.

Conclusion. It is confirmed that the SAR estimates are related with the analysed variables. An individual examination of pulse sequences and weighting is recommended to observe trends regarding weight, BMI or gender.

ÍNDICE

<i>Índice de Figuras</i>	iii
<i>Índice de Tabelas</i>	vi
<i>Índice de Gráficos</i>	vii
<i>Lista de Abreviaturas e Acrónimos</i>	viii
Capítulo 1. Introdução	
1.1. Enquadramento e Motivações	1
1.2. Objetivos	2
1.3. Estrutura e Organização do Trabalho	3
Capítulo 2. Ressonância Magnética	
2.1. Princípios Físicos da imagem por RM	5
2.2. Equipamento: principais Componentes e suas características	11
2.3. Sequências de Pulso em RM	13
2.3.1. Sequências de Pulso Spin Echo (SE)	14
Single Echo SE	14
Turbo SE	14
Inversion Recovery	16
Short TI inversion recovery (STIR)	16
Fluid attenuated inversion recovery (FLAIR)	16
2.3.2. Sequências de Pulso Gradient Echo (GRE)	17
GRE convencional	17
Coherent GRE (steady-state clássicas)	18
Incoherent GRE (spoiled)	20
Fast GRE	20
Echo Planar Imaging (EPI)	21
2.4. Parâmetros de Qualidade de imagem em RM	22
2.4.1. Razão Sinal-Ruído (SNR)	22
2.4.2. Razão Contraste-Ruído (CNR)	23
2.4.3. Resolução Espacial	24
2.4.4. Tempo de exame	24
Capítulo 3. Campos eletromagnéticos e efeitos biológicos em RM	
3.1. Campos Eletromagnéticos e sua relação com tecidos biológicos	25
3.2. Campos de Radiofrequência em RM e seus efeitos biológicos	28
3.3. <i>Guidelines</i> sobre exposição a campos de RF no contexto da RM	30
Capítulo 4. O parâmetro SAR	
4.1. Conceito	33
4.2. <i>Guidelines</i> sobre os valores de SAR	34
4.3. Métodos de determinação da SAR	36
4.3.1. Dosimetria teórica: métodos analíticos e numéricos	36
4.3.2. Dosimetria experimental: método baseado em mapeamento do campo de RF, método calorimétrico, termometria por RM	37
4.4. Fabricantes de equipamentos e o cálculo do valor de SAR	38
4.5. SAR e Sequências de Pulso em RM	40
Capítulo 5. O <i>standard</i> DICOM na modalidade de RM	
5.1. Contextualização sobre o <i>standard</i> DICOM	43
5.2. Módulos DICOM caracterizadores da imagem por RM	45
5.3. A ferramenta Dicoogle	47

Capítulo 6. Metodologias

6.1. Tipologia e Recolha de Dados.....	51
6.2. Organização dos Dados.....	53
6.2.1. Dados ICNAS.....	53
6.2.2. Base de Dados Online (BDO).....	57
6.3. Exploração e Formatação dos Dados.....	58
6.4. Caracterização da População e Seleção da Amostra.....	61
6.4.1. População ICNAS (3 T).....	61
6.4.3. População BDO (1,5 T).....	62
6.4.5. Sequências de Pulso seleccionadas.....	63
6.5. Métodos de Apresentação de Resultados e Análise Estatística.....	64
6.5.1. Normalidade, Testes de Hipóteses e Tamanho do Efeito.....	66
6.6. Resumo da Metodologia.....	69

Capítulo 7. Resultados e Análises

7.1. Amostra ICNAS (3 T).....	71
7.1.1. Estudos Abdómen/Pélvis.....	71
TSE _{pT2}	73
FLASH _{pT1}	74
SPACE+RESTORE _{pT2}	75
HASTE _{pT2}	76
EPI.....	77
7.1.2. Estudos Crânio.....	78
TSE+RESTORE _{pT2}	79
TurboIR _{pT2}	80
TSE _{pT2}	81
FLASH _{pT1}	82
EPI.....	83
SPACE _{pT2}	84
SPACE+IR _{pT2}	85
EPI-FID.....	86
TurboFLASH _{MPRAGE}	88
7.2. Comparação 1,5 T / 3 T.....	89
7.2.1. Estudos Abdómen/Pélvis.....	89
7.2.2. Estudos Crânio.....	89

Capítulo 8. Discussão

8.1. Estudos Abdómen/Pélvis (ICNAS).....	93
8.2. Estudos Crânio (ICNAS).....	97
8.2.1. As categorias M1 e IMC1.....	102
8.3. Comparação 1,5 T / 3 T.....	105
8.4. Dificuldades encontradas e Limitações.....	106

Capítulo 9. Conclusões e Considerações Finais

9.1. Resumo do Trabalho e principais Conclusões.....	107
9.2. Trabalho Futuro.....	108

Referências Bibliográficas.....109

ANEXOS.....113

Anexo I. Função MATLAB DeltaCliff.....	113
--	-----

Índice de Figuras

Figura 2.1. Esquemática-Resumo dos princípios físicos da imagem por RM: a) Átomos de hidrogénio em grande abundância no corpo humano, onde o próton adquire especial relevância nesta modalidade; b) Comportamento eletromagnético do próton; c) Alinhamento de prótons quando expostos a um campo magnético externo e respetivo movimento de precessão; d) Modificações no alinhamento aquando aplicação do estímulo RF; e) e f) Fenómeno de ressonância na origem do sinal de RM; g) Resultados da remoção do estímulo RF; h) Resultados do fenómeno de relaxamento (recuperação e decaimento) [9].	6
Figura 2.2. Representação esquemática do tempo de repetição (TR) e tempo de eco (TE). Adaptado de [6].	7
Figura 2.3. Gráfico a): relação entre TR e T1. Quando TR é curto (TR A), um tecido com um T1 curto recupera a maior parte da sua magnetização durante esse intervalo TR, produzindo um sinal mais significativo comparativamente a um tecido com TR longo. Quando TR é longo (TR B), é reduzida a diferença de sinal entre tecidos com curto ou longo T1, visto que nesse tempo ambos os tecidos conseguem recuperar a maior parte da sua magnetização; Gráfico b): relação entre TE e T2. Quando TE é curto (TE A), não há diferença clara entre tecidos com diferentes T2. Quando TE é mais longo (TE B), um tecido com um curto T2 reduz rapidamente o seu sinal, enquanto um tecido com um longo T2 retém mais o seu sinal; Tabela c): resumo de ideias entre a relação TR-T1 e TE-T2; Tabela d): resumo de ideias entre a relação de tipos de tecido quanto aos seus TR e TE e à aparência na imagem [9].	8
Figura 2.4. Ilustração do processo de localização espacial do sinal. a) Aplicação de gradiente de campo magnético permite ter pequenas variações de intensidade de campo magnético (exemplificado como B1, B2, B3 e B4) e, como resultado, pequenas variações na frequência de precessão dos prótons (exemplificado como f1, f2, f3 e f4). Aplicação de um pulso de RF com uma dada frequência permite selecionar o corte; b) Dentro do corte, aplicam-se gradientes de campo magnético em dois eixos diferentes, modificando a fase (exemplificado numa “linha” vertical, onde se tem prótons com igual frequência de precessão mas em diferente fase) e frequência (exemplificado numa “linha” horizontal, onde se tem prótons em igual fase mas em diferente frequência de precessão) dos prótons [9].	9
Figura 2.5. À esquerda: representação esquemática do espaço-K, seus respetivos eixos e numeração (supondo uma matriz com 128 linhas); À direita: representação dos dados no espaço-K no domínio das frequências. Adaptado de [6], [10]	10
Figura 2.6. Esquemática da influência de informação localizada do espaço-K nas características de imagem: zona periférica do espaço-K (zona azul) comporta informação relacionada com a resolução espacial ou definição de contornos; zona central do espaço-K (zona verde) comporta informação relacionada com o contraste da imagem. Adaptado de [10].	10
Figura 2.7. Uma imagem (à esquerda) e a sua representação no espaço-K (à direita). As imagens são equivalentes. Utilizando a Transformada de Fourier é possível passar do domínio das frequências do espaço-K para a imagem original. Adaptado de [10], [11].	10
Figura 2.8. Ilustração dos principais componentes do scanner de RM [9].	11
Figura 2.9. Ilustração de gradientes de campo magnético com três terminais de corrente. O fluxo de corrente está representado nas extremidades dos enrolamentos da bobine, quer no campo magnético principal, quer nos gradientes, sendo “●” indicativo de fluxo em direção ao observador e “+” fluxo que se afasta do observador (“regra da mão direita”). A introdução de um terceiro terminal de corrente na parte central possibilita a mudança de polaridade do fluxo magnético dos gradientes. Na esquerda, o gradiente tem um fluxo com direção oposta a B_0 , reduzindo a intensidade de campo magnético nessa zona. Na direita, o gradiente tem um fluxo com a mesma direção de B_0 , aumentando a intensidade de campo magnético nessa zona [9].	12
Figura 2.10. Símbolos utilizados em diagramas de sequências de pulsos (SqP) no presente trabalho. Adaptado de [10].	13
Figura 2.11. Esquemática em árvore das SqP referidas no presente trabalho: ramo esquerdo, tipos de SqP da categoria Spin Echo (SE); ramo direito, tipos de SqP da categoria Gradient Echo (GRE).	13

Figura 2.12. Diagrama de SqP do tipo Spin Echo convencional. Um par de pulsos de RF produz apenas um eco num dado TR, preenchendo apenas uma linha do espaço-K. Adaptado de [15].	14
Figura 2.13. Diagrama de SqP do tipo Turbo SE. Vários pulsos de RF são aplicados durante um dado TR. Cada pulso produz um eco; neste caso aplicam-se três pulsos de RF de refocalização, dando origem a três ecos. Durante este TR várias linhas do espaço-K são preenchidas, reduzindo o tempo de exame comparativamente a uma SqP spin echo convencional. Adaptado de [15].	15
Figura 2.14. Diagrama de SqP do tipo SS-TSE. Vários pulsos de RF são aplicados durante um dado TR. Cada pulso produz um eco. Para propósitos de ilustração, utiliza-se um echo train length = 6; na prática este valor é muito maior. Metade do espaço-K é preenchido em apenas um TR. Adaptado de [15].	15
Figura 2.15. Diagrama de SqP do tipo Inversion Recovery. Um pulso de RF de 180° é aplicado no início da sequência. Adaptado de [6].	16
Figura 2.16. À esquerda: formação de um eco de gradiente. A primeira parte do gradiente retira o movimento em fase; a segunda parte devolve o movimento em fase. O pico do eco de gradiente fica abaixo da curva de decaimento T2*. À direita: diagrama de SqP Gradient Echo convencional. O gradiente de codificação em frequência é utilizado para retirar e devolver o movimento em fase dos spins. Adaptado de [15].	17
Figura 2.17. Formação de ecos no steady-state (SSFP). O primeiro pulso de RF (RF1, vermelho) produz um sinal FID (vermelho). O segundo pulso de RF (RF2, amarelo) também produz um sinal FID (amarelo). O pulso RF2 coloca em fase a magnetização transversal residual que ainda está presente derivada do pulso RF1. Um spin echo (também denominado eco estimulado) é gerado. Este spin echo ocorre ao mesmo tempo que a aplicação do terceiro pulso de RF (RF3, azul). Assim, no pulso RF3 coexistem dois sinais: um FID (azul) derivado das propriedades de excitação do pulso RF3; e um spin echo (vermelho) produzido pelo pulso RF1 e pela colocação em fase dos spins excitados pelo RF2. As SqP do tipo GRE contêm dados produzidos pelos sinais FID e spin echo. O contraste é determinado pela seleção de qual destes sinais é utilizado para a formação da imagem. Adaptado de [6].	18
Figura 2.18. Diagramas de SqP Coherent GRE: a) SSFP-FID; b) SSFP-SE; c) SSFP-Balanced. Adaptado de [19].	19
Figura 2.19. Diagrama de SqP Incoherent Gradient echo. Adaptado de [19].	20
Figura 2.20. Diagrama de SqP Fast Gradient Echo. Os pulsos α são repetidos as vezes necessárias para preencher o espaço-K. Adaptado de [15].	21
Figura 2.21. Diagrama de SqP EPI. Apenas um pulso de RF é aplicado, e todas as linhas do espaço-K são adquiridas. O gradiente de codificação de frequência oscila rapidamente, permitindo alternar a direção de preenchimento das linhas do espaço-K. Adaptado de [6], [15].	21
Figura 2.22. Esquema-resumo das SqP. Divisão em duas categorias, Spin Echo e Gradient Echo, que por sua vez se subdividem nas suas variantes. Correspondência entre a nomenclatura explanada no trabalho com a nomenclatura Siemens, que se encontra nas caixas de cor branca. Na ausência de caixa branca, a nomenclatura Siemens corresponde àquela utilizada no trabalho.	22
Figura 3.1. Gráfico ilustrativo da dependência dos parâmetros permissividade dielétrica (ϵ , linha com símbolo "X") e condutividade (σ , linha com símbolo "O") quanto à frequência. Em particular, a baixas frequências, os campos EM interagem a um nível celular ou multicelular; à medida que a frequência aumenta, as interações ocorrem nas membranas celulares e organelos intracelulares; seguidamente, ocorre interação molecular; a níveis de frequência característicos das micro-ondas, há apenas interação com as moléculas de água. Assim, a permissividade e condutividade apresentam três diferentes comportamentos (assinalados na Figura com tracejado vermelho e pelas letras α , β , γ). Está indicada a gama de frequências em que opera a RM. Adaptado de [27].	26
Figura 5.1. O Mundo Real e o Mundo DICOM. Cada IOD é uma coleção de atributos. Adaptado de [54].	43
Figura 5.2. Modelo do Mundo Real DICOM, segundo a hierarquia Patient-Study-Series-Image. Adaptado de [54].	44
Figura 5.3. Interação entre serviços DICOM e sistema PACS/RIS e demonstração de fluxos de tarefas. Fonte da imagem [57].	48
Figura 5.4. Componentes de <i>software</i> do Dicoogle. Fonte da imagem [57].	49

Figura 5.5. Componentes e interfaces do Dicoogle. Fonte da imagem [57].	50
Figura 6.1. Ambiente de trabalho da plataforma online TCIA. Aplicação de filtro, possibilitando a seleção de coleções que possuem dados de RM (retângulo vermelho).	52
Figura 6.2. Exemplo de indexação de uma pasta na plataforma Dicoogle.	52
Figura 6.3. Ambiente de trabalho da plataforma Dicoogle e exemplo de pesquisa: utilização da tag DICOM StudyDate para realização da pesquisa de estudos segmentada por ano de produção.	53
Figura 6.4. Janela de Editor de Consultas.	54
Figura 6.5. À esquerda: Lista de consultas criadas, por cada período temporal; À direita: sublinhado a vermelho a expressão “Apenas Ligação”, exemplificando o facto de que os ficheiros não estão carregados numa folha Excel, mas disponíveis como uma consulta a um ficheiro externo que se encontra numa pasta armazenada no computador; adicionalmente, apresenta-se a localização da ferramenta Acrescentar.	55
Figura 6.6. À esquerda: janela da ferramenta Acrescentar, onde se apresentam as Tabelas disponíveis e se indicam quais as que sofrem agregação; À direita: ficheiro final denominado FicheiroCombinado, que contempla a agregação das Tabelas individualizadas (à exceção da Tabela ListaFantomas) e permanece com estatuto de ficheiro de consulta.	55
Figura 6.7. À direita: Ferramenta Remover Duplicados, neste caso, ao nível da tag PatientID; À esquerda: aspeto dos ficheiros após remoção de duplicados na coluna da tag DICOM PatientID.	56
Figura 6.8. À esquerda: adição da coluna VerificarFantomas e sublinhado vermelho na fórmula Excel utilizada; À direita: na coluna VerificarFantomas, todos os resultados “Verdadeiro” correspondem a fantasmas (como se verifica pela tag DICOM PatientName), permitindo a seleção e eliminação das linhas correspondentes.	57
Figura 6.9. Pesquisa na plataforma Dicoogle: utilização da tag DICOM Manufacturer, possibilitando a apresentação de dados provenientes de equipamento Siemens.	57
Figura 6.10. Exemplificação de formatação de campos numéricos no Excel.	59
Figura 6.11. Exemplificação de formatação relativa à tag PatientAge (em cima) e PatientSize (em baixo)...	60
Figura 6.12. À esquerda: exemplificação do diagrama de caixa utilizado para descrição de cada SqP, acompanhado da respetiva Tabela de descritores. À direita: abreviaturas utilizadas em cada Tabela de descritores.	64
Figura 6.13. Exemplificação da Tabela de resultados dos Testes de Hipóteses, onde: df = graus de liberdade; N = número total de amostras; ChiSq = valor de Qui-Quadrado; SO = soma das ordens; Z = valor-Z; Mx/My ou IMCx/IMCy = par onde há diferença com S.E.; [... ; ...] extremo inferior e superior do intervalo de confiança para Delta de Cliff.	65
Figura 6.14. Esquema-resumo da Metodologia aplicada.	70

Índice de Tabelas

Tabela 2.1. Fatores de influência no parâmetro SNR.....	23
Tabela 2.2. Fatores de influência na resolução espacial.....	24
Tabela 3.1. Componentes de RM e perigos associados.....	26
Tabela 3.2. Recomendações ICNIRP (2004): restrições do aumento de temperatura corporal, a nível de corpo inteiro e volumes localizados. Adaptado de [28].	30
Tabela 4.1. Recomendação ICNIRP (2004): níveis de SAR válidos para diferentes modos de operação em temperaturas ambiente abaixo de 24°C. Adaptado de [28].	35
Tabela 4.2. Níveis de SAR recomendados no documento IEC 60601-2-33 (2010). Informação recolhida em [5], [38].	35
Tabela 4.3. Limites dos níveis de SAR dados como fator de risco pela FDA (2014). Adaptado de [43].	35
Tabela 4.4. Estratégias de redução da SAR.	41
Tabela 5.1. Módulos existentes no <i>standard</i> DICOM que caracterizam a imagem de RM. Adaptado de [56].	45
Tabela 5.2. Atributos que caracterizam a imagem de RM. Adaptado de [56].	46
Tabela 6.1. Nome das coleções extraídas da Base de Dados Online, posteriormente indexadas no Dicoogle.	52
Tabela 6.2. TagsTese: lista de tags selecionadas para extração nos ficheiros .csv.	54
Tabela 6.3. Casuística ICNAS: definição dos tipos de estudo, tendo em conta a descrição na tag DICOM StudyDescription.	59
Tabela 6.4. e Tabela 6.5. Categorias de Massa Corporal e IMC definidas no contexto do trabalho.	60
Tabela 6.6. Abreviaturas observadas e correspondentes tipos de sequências identificadas.	61
Tabela 6.7. Para cada base de dados, selecionam-se as seguintes Sequências de Pulso.	63
Tabela 6.8. Cenários avaliados em teste de Wilcoxon para a diferença entre géneros.	66
Tabela 7.1. Breve caracterização do tipo de estudos da amostra ICNAS.....	71
Tabela 7.2. ICNAS, Abdómen/Pélvis, SqP TSE _{pT2} : resultados dos testes estatísticos.	73
Tabela 7.3. ICNAS, Abdómen/Pélvis, SqP FLASH _{pT1} : resultados dos testes estatísticos.	74
Tabela 7.4. ICNAS, Abdómen/Pélvis, SqP SPACE+RESTORE _{pT2} : resultados dos testes estatísticos.	75
Tabela 7.5. ICNAS, Abdómen/Pélvis, SqP HASTE _{pT2} : resultados dos testes estatísticos.	76
Tabela 7.6. ICNAS, Abdómen/Pélvis, SqP EPI: resultados dos testes estatísticos.	77
Tabela 7.7. ICNAS, Crânio, SqP TSE+RESTORE _{pT2} : resultados dos testes estatísticos.....	79
Tabela 7.8. ICNAS, Crânio, SqP TurboIR _{pT2} : resultados dos testes estatísticos.	80
Tabela 7.9. ICNAS, Crânio, SqP TSEpT2: resultados dos testes estatísticos.	81
Tabela 7.10. ICNAS, Crânio, SqP FLASH _{pT1} : resultados dos testes estatísticos.	82
Tabela 7.11. ICNAS, Crânio, SqP EPI: resultados dos testes estatísticos.....	83
Tabela 7.12. ICNAS, Crânio, SqP SPACE _{pT2} : resultados dos testes estatísticos.....	84
Tabela 7.13. ICNAS, Crânio, SqP SPACE+IR _{pT2} : resultados dos testes estatísticos.....	85
Tabela 7.14. ICNAS, Crânio, SqP EPI-FID: resultados dos testes estatísticos.	87
Tabela 7.15. ICNAS, Crânio, SqP TurboFLASH _{MPRAGE} : resultados dos testes estatísticos.	88

Índice de Gráficos

Gráfico 6.1. Amostra ICNAS (3 T). À esquerda: distribuição de doentes segundo o género (F – feminino; M – masculino). À direita: distribuição de doentes segundo a idade (anos).....	61
Gráfico 6.2. População ICNAS (3 T): distribuição do tipo de estudos efetuados.	62
Gráfico 6.3. Amostra BDO (1,5 T). À esquerda: distribuição de doentes segundo o género (F – feminino; M – masculino). À direita: distribuição de doentes segundo a idade (anos).....	62
Gráfico 6.4. Amostra BDO (1,5 T): distribuição do tipo de estudos efetuados.	63
Gráfico 7.1. ICNAS, Abdómen/Pélvis: diagrama de caixas SAR vs. SqP, ordenado segundo mediana crescente.	72
Gráfico 7.2. ICNAS, Abdómen/Pélvis, SqP TSE _{pT2} : diagramas de caixa SAR vs. Massa Corporal, SAR vs. IMC e SAR vs. Género.	73
Gráfico 7.3. ICNAS, Abdómen/Pélvis, SqP FLASH _{pT1} : diagramas de caixa SAR vs. Massa Corporal, SAR vs. IMC e SAR vs. Género.	74
Gráfico 7.4. ICNAS, Abdómen/Pélvis, SqP SPACE+RESTORE _{pT2} : diagramas de caixa SAR vs. Massa Corporal, SAR vs. IMC e SAR vs. Género.....	75
Gráfico 7.5. ICNAS, Abdómen/Pélvis, SqP HASTE _{pT2} : diagramas de caixa SAR vs. Massa Corporal, SAR vs. IMC e SAR vs. Género.	76
Gráfico 7.6. ICNAS, Abdómen/Pélvis, SqP EPI: diagramas de caixa SAR vs. Massa Corporal, SAR vs. IMC e SAR vs. Género.	77
Gráfico 7.7. ICNAS, Crânio: diagrama de caixas SAR vs. SqP, ordenado segundo mediana crescente.	78
Gráfico 7.8. ICNAS, Crânio, SqP TSE+RESTORE _{pT2} : diagramas de caixa SAR vs. Massa Corporal, SAR vs. IMC e SAR vs. Género.	79
Gráfico 7.9. ICNAS, Crânio, SqP TurboIR _{pT2} : diagramas de caixa SAR vs. Massa Corporal, SAR vs. IMC e SAR vs. Género.....	80
Gráfico 7.10. ICNAS, Crânio, SqP TSE _{pT2} : diagramas de caixa SAR vs. Massa Corporal, SAR vs. IMC e SAR vs. Género.....	81
Gráfico 7.11. ICNAS, Crânio, SqP FLASH _{pT1} : diagramas de caixa SAR vs. Massa Corporal, SAR vs. IMC e SAR vs. Género.....	82
Gráfico 7.12. ICNAS, Crânio, SqP EPI: diagramas de caixa SAR vs. Massa Corporal, SAR vs. IMC e SAR vs. Género.....	83
Gráfico 7.13. ICNAS, Crânio, SqP SPACE _{pT2} : diagramas de caixa SAR vs. Massa Corporal, SAR vs. IMC e SAR vs. Género.....	84
Gráfico 7.14. ICNAS, Crânio, SqP SPACE+IR _{pT2} : diagramas de caixa SAR vs. Massa Corporal, SAR vs. IMC e SAR vs. Género.	85
Gráfico 7.15. ICNAS, Crânio, SqP EPI-FID: diagramas de caixa SAR vs. Massa Corporal, SAR vs. IMC e SAR vs. Género.....	86
Gráfico 7.16. ICNAS, Crânio, SqP TurboFLASH _{MPRAGE} : diagramas de caixa SAR vs. Massa Corporal, SAR vs. IMC e SAR vs. Género.	88
Gráficos 7.17. Comparação 1,5 T/3 T, Abdómen/Pélvis, para SqP TSE _{pT2} , HASTE _{pT2} , EPI e FLASH _{pT1}	90
Gráficos 7.18. Comparação 1,5 T/3 T, Crânio, para SqP TSE _{pT2} , TurboIR _{pT2} , EPI, TurboFLASH _{MPRAGE} , EPI-FID.	91

Lista de Abreviaturas e Acrónimos

.csv: <i>comma-separated values</i>	IMC: Índice de Massa Corporal
2D: Bidimensional	IOD: <i>Information Object Definition</i>
3D: Tridimensional	IR: <i>Inversion Recovery</i>
ACR: <i>American College of Radiology</i>	M: Sexo Masculino
AE: <i>Application Entities</i>	MEDIC: <i>Multi-Echo Data Image Combination</i>
APA: <i>American Psychological Association</i>	MHRA: <i>Medicines and Healthcare products Regulatory Agency</i>
B₀: Campo Magnético principal	MoM: <i>Methods of Moments</i>
B₁: Campo de Radiofrequência	MPRAGE: <i>Magnetization Prepared Rapid Gradient Echo</i>
BDO: Base de Dados Online	n: Número de Amostras
CAD: <i>Computer Aided Design</i>	NEMA: <i>National Electrical Manufacturers Association</i>
CISS: <i>Constructive Interference into Steady State</i>	NEX: <i>Number of Excitations</i>
CNR: Razão Contraste-Ruído, do inglês, <i>Contrast to Noise Ratio</i>	OCDE: Organização para a Cooperação e Desenvolvimento Económico
DESS: <i>Dual-Echo Steady-State Sequence</i>	PACS: <i>Picture Archiving and Communication System</i>
DICOM: <i>Digital Imaging and Communications in Medicine</i>	pT1: ponderação de imagem em T1
e.g.: <i>exempli gratia</i> , por exemplo	pT2: ponderação de imagem em T2
EI: Extremo Inferior	Q1: Quartil Inferior
EM: Eletromagnético	Q3: Quartil Superior
EPI: Echo Planar Imaging	RF: Radiofrequência
ES: Extremo Superior	RFID: <i>Radiofrequency Identification Devices</i>
ETL: <i>Echo Train Length</i>	RIS: <i>Radiology Information System</i>
F: Sexo Feminino	RM: Ressonância Magnética
FA: <i>Flip Angle</i>	SAR: Taxa de Absorção Específica, do inglês, <i>Specific Absorption Rate</i>
FDA: <i>Food and Drug Administration</i>	SE: <i>Spin Echo</i>
FDTD: <i>Finite Difference Time Domain</i>	SNR: Razão Sinal-Ruído, do inglês, <i>Signal to Noise Ratio</i>
FEM: <i>Finite Element Method</i>	SOP: <i>Service-Object Pair</i>
FID: <i>Free Induction Decay</i>	SPACE: <i>Sampling Perfection with Application optimized Contrasts using different flip angle Evolutions</i>
FLAIR: <i>Fluid Attenuated Inversion Recovery</i>	SPSS: <i>Statistical Package for the Social Sciences</i>
FOV: <i>Field of View</i>	SqP: Sequência de Pulso
G: Gama de Valores	SSFP: <i>Steady-State Free Precession</i>
G_{CFase}: Gradiente de Campo Magnético aplicado na codificação de fase	SS-TSE: <i>Single Shot Turbo Spin Echo</i>
G_{CFreq}: Gradiente de Campo Magnético aplicado para codificação em frequência	STIR: <i>Short T1 Inversion Recovery</i>
G_{Corte}: Gradiente de Campo Magnético aplicado na seleção de corte	T: Tesla
GRE: Gradient Echo	TCIA: <i>The Cancer Imaging Archive</i>
HIS: <i>Hospital Information System</i>	TE: Tempo de Eco
Hz: Hertz	TR: Tempo de repetição
i.e.: <i>id est</i> , isto é	UID: <i>DICOM Unique Identifier</i>
ICNAS: Instituto de Ciências Nucleares Aplicadas à Saúde	VD: Valores Discrepantes
ICNIRP: <i>International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection</i>	\tilde{x} Mediana
IE: <i>Information Entity</i>	\bar{x} Média
IEC: <i>International Electrotechnical Commission</i>	δ Delta de Cliff
IIQ: Intervalo Interquartil	

Capítulo 1

Introdução

1.1. Enquadramento e Motivações

Nos dias atuais, todos estamos sujeitos e rodeados por dispositivos eletrónicos, que atuam como fonte de exposição a campos eletromagnéticos (EM). O espectro EM pode classificar-se em: radiação ionizante (*e.g.*, raios-X, radiação gama), que tem energia suficiente para quebrar ligações atómicas; e radiação não ionizante (*e.g.*, radiação ultravioleta, infravermelhos, radiofrequências e micro-ondas), que não têm energia suficiente para quebrar ligações atómicas, mas podem ter efeitos deletérios nos tecidos biológicos devido à produção de calor em diferentes órgãos do corpo humano. A crescente preocupação com os efeitos prejudiciais das ondas EM no corpo humano tem impulsionado a investigação, quer na área médica quer no ramo da engenharia [1].

A avaliação por Ressonância Magnética (RM) está instalada no contexto clínico há décadas. A tecnologia existente neste equipamento médico evoluiu continuamente, com mudanças ao nível da intensidade de campo magnético, campos de gradiente magnético e bobines de transmissão de radiofrequência (RF) [2]. Os avanços tecnológicos impulsionaram a disponibilidade de equipamentos de RM nos países europeus nas últimas duas décadas, onde a Alemanha se posiciona no primeiro de lugar, registando 30,5 unidades de RM por um milhão de habitantes e efetuando 114,3 exames por mil habitantes, segundo relatório de 2016 da OCDE (Organização para a Cooperação e Desenvolvimento Económico). Portugal regista 7,1 unidades de RM por um milhão de habitantes e 33,5 exames realizados por cada mil habitantes (dados de 2014), tendo em conta que não se contabilizam equipamentos instalados e exames efetuados fora do circuito hospitalar [3]. Na caracterização da realidade portuguesa, um levantamento de 2013 apurou que existe um total de 150 unidades de RM, cuja distribuição geográfica evidencia uma concentração na região litoral e especificamente nos distritos de Lisboa e Porto. A intensidade de campo magnético mais frequente é de 1,5 T (113 equipamentos), sendo apenas 12 com intensidade de 3 T [4].

Apesar da RM ser considerada uma modalidade imagiológica segura visto que não utiliza radiações ionizantes, existem alguns perigos inerentes ao procedimento que devem ser compreendidos, reconhecidos e tidos em consideração. A geração de sinal em RM deve-se à interação dos campos EM com o corpo humano; contudo, os mesmos podem provocar efeitos adversos nos doentes ou artefactos na imagem. O conhecimento destes fenómenos não desejáveis é imperativo para garantir a segurança daqueles que se submetem a um exame de RM. Recentemente aumentaram os estudos sobre as interações dos campos EM com os tecidos biológicos, devido à possibilidade de aplicação clínica e interesse crescente em tecnologias com campo magnético de intensidade elevada, o que pode implicar riscos acrescidos para doentes e pessoal técnico. Durante o exame de RM, três tipos diferentes de campos EM são aplicados, em particular um campo de RF variável, responsável pelo sinal de excitação [5].

A exposição e consequente absorção de energia de RF no contexto de RM tem como principal efeito biológico o aumento de temperatura nos tecidos. Este tipo de efeito depende de vários fatores físicos (dos próprios tecidos e também do sistema e procedimento de aquisição de imagem), fisiológicos (capacidade de resposta termorreguladora do sujeito) e ambientais (temperatura ambiente, humidade ou circulação de ar). Desta forma, é importante monitorizar a absorção de RF no corpo dos sujeitos a exame por RM. Para tal, utiliza-se a Taxa de Absorção Específica (do inglês, SAR, *Specific Absorption Rate*, sigla adotada no presente trabalho), que se define como a energia total absorvida por unidade de massa do tecido (traduzindo-se em Watts por Quilograma, W/Kg). Todavia, a medição da SAR não é trivial, particularmente em humanos, visto que este parâmetro é dependente de inúmeras variáveis, *e.g.*, intensidade de campo magnético, tempo de repetição, tipo de bobine utilizada, configuração da zona anatómica exposta, volume de tecido contido na bobine, entre outros. Recomendam-se limites para valores de SAR e aumentos de temperatura por várias organizações internacionais, que publicam *guidelines* e legislação [2], [5].

No âmbito desta problemática, o trabalho apresentado efetuou o levantamento de valores de SAR reportados pelo equipamento num repositório de imagens de RM. Na pesquisa bibliográfica efetuada até à data verificou-se uma escassez deste tipo de abordagem, *i.e.*, da averiguação dos valores de SAR reportados pelo equipamento, que são extraídos dos metadados associados à imagem, e são aqueles a que se tem acesso fácil, confiando nos métodos implementados pelo fabricante para determinação da SAR. Este trabalho surge como um estudo exploratório dos valores de SAR reportados, estudando-se a relação da SAR com a massa corporal, o índice de massa corporal (IMC) e o género. Recolheram-se os metadados produzidos em equipamento com intensidade de campo de 1,5 T e 3 T, analisando-se estudos de Abdómen/Pélvis e Crânio. Outros parâmetros relevantes no contexto da SAR são extraídos, especialmente o tipo de sequência de pulso (SqP), a ponderação de imagem, o tempo de repetição (TR), o tempo de eco (TE), o *flip angle* (FA), o *echo train length* (ETL), entre outros. Procuram-se, posteriormente, estabelecer associações entre a SAR e tais parâmetros, confrontando-se com cenários teóricos e/ou outros resultados obtidos em artigos de relevância. Além disso, nos tipos de estudos supramencionados, faz-se comparação de valores de SAR em 1,5 Tesla (T) e 3 T para as diferentes SqP aplicadas.

O presente trabalho pretende contribuir para um cenário mais esclarecedor sobre o parâmetro SAR em termos de valores reportados e adquiridos em pacientes reais, procurando padrões e/ou tendências perante os considerados fatores físicos e parâmetros de aquisição.

1.2. Objetivos

Tendo em vista uma abordagem exploratória, delineou-se como objetivo primário o levantamento, caracterização e análise de exames de RM em termos de valores de SAR reportados pelo equipamento, ou seja, registados dos metadados DICOM associados a cada série, assim como a extração de vários parâmetros passíveis de correlação com a SAR, nomeadamente a massa corporal, SqP aplicada, género, entre outros parâmetros técnicos de aquisição de imagem.

Os objetivos específicos do trabalho são:

1. procurar avaliar o fundamento das relações da SAR com os seguintes parâmetros: SqP, massa corporal, IMC e género;
2. comparação entre dados de 1,5 T e 3 T;
3. procurar justificar as diferenças encontradas tendo em conta parâmetros técnicos de aquisição de imagem, nomeadamente TR, TE, FA e ETL.

1.3. Estrutura e Organização do Trabalho

No capítulo 2 denominado “Ressonância Magnética”, revisitam-se os principais conceitos físicos associados a esta modalidade imagiológica, com especial desenvolvimento na secção de sequências de pulso em RM, finalizando com os parâmetros de qualidade de imagem em RM.

No capítulo 3, “Campos eletromagnéticos e efeitos biológicos em RM”, enquadra-se o tema dos campos EM e a sua relação com os tecidos biológicos, afunilando, seguidamente, para o sistema de RF e *guidelines* sobre a exposição a campos de RF no contexto da RM.

No capítulo 4, “O parâmetro SAR”, reflete-se mais atentamente acerca do significado deste conceito, referindo igualmente as *guidelines* associadas; os métodos de determinação deste parâmetro são referidos, assim como a relação dos fabricantes de equipamento para com a determinação da SAR; termina-se com especial atenção na relação entre a SAR e as SqP.

Seguidamente, o capítulo 5, “O *standard* DICOM na modalidade de RM”, inicia-se com uma contextualização acerca do *standard* DICOM, seguindo-se dos módulos DICOM caracterizadores da imagem por RM, finalizando com a apresentação da ferramenta Dicoogle.

No capítulo 6, onde se descrevem as metodologias aplicadas, segundo a ordem tipologia, recolha, organização, exploração e formatação dos dados, seguindo-se a caracterização da população e seleção da amostra, finalizando-se com a explanação da representação de resultados e metodologia estatística aplicada.

No capítulo 7 faz-se a apresentação de resultados segundo a divisão em duas categorias: a amostra ICNAS e a comparação 1,5 T / 3 T. Para a amostra ICNAS apresentam-se, em cada secção, os resultados para os estudos de Abdómen/Pélvis e para os estudos de Crânio, subdividindo-se, novamente e em cada um deles, para as SqP selecionadas.

O capítulo 8 apresenta a discussão dos resultados, mais uma vez dividindo-se em tipo de estudo. Reflete-se sobre as principais tendências e/ou relações encontradas na representação gráfica dos resultados e respetiva análise estatística, procurando justificar tais cenários com a caracterização dos parâmetros técnicos em cada SqP.

Por fim, o capítulo 9 dá como terminado o presente trabalho, apresentando-se as principais conclusões do estudo, assim como as suas limitações e apontamentos de trabalho futuro.

Em anexo, apresenta-se a função MATLAB “DeltaCliff” desenvolvida pela autora.

Capítulo 2

Ressonância Magnética

Sendo a Ressonância Magnética a modalidade de imagem em foco neste trabalho, entendeu-se como necessário revisitar cada um dos seguintes tópicos: principais conceitos físicos, componentes, sequências de pulso e parâmetros de qualidade de imagem.

2.1. Princípios Físicos da imagem por RM

Os princípios físicos associados à modalidade de RM são variados, sendo dependentes do grau de profundidade que se quer estudar.

É interessante iniciar a análise pelo nome da modalidade, Ressonância Magnética Nuclear, visto que introduz quatro conceitos básicos. O termo “nuclear” refere-se ao núcleo do átomo de hidrogénio, elemento este que é bastante abundante no corpo humano, e cujo protão é o ator principal do processo (**Figura 2.1, a**). O termo “magnético” pode referir-se a dois conceitos: à característica intrínseca deste protão que, por existência de movimento segundo o seu próprio eixo, possui um pequeno campo magnético em seu redor (**Figura 2.1, b**); e ainda, à utilização de campos magnéticos externos que interagem com o protão. Quando são aplicados campos magnéticos externos (designados por B_0), o protão alinha-se com esse campo e pode fazê-lo de duas formas: paralelamente, ficando num estado energético mais baixo, correspondendo a um vetor de magnetização no plano longitudinal, ou antiparalelamente, ficando num estado energético mais elevado, correspondendo a um vetor de magnetização no plano transversal. O protão adquire ainda um movimento adicional: não estando estático, move-se em rotação segundo o seu próprio eixo, o movimento de precessão, na direção do campo B_0 . Este movimento de precessão ocorre a uma velocidade característica, a frequência de precessão, que é dependente da intensidade do campo B_0 (**Figura 2.1, c**). O termo “ressonância” refere-se ao fenómeno induzido por aplicação de um estímulo externo (um pulso de RF, B_1) com frequência igual à frequência de precessão dos protões, que permite que absorvam energia, passando para um estado energético mais elevado (**Figura 2.1, d**). Neste estado energético mais elevado graças à aplicação de B_1 , ocorre o aparecimento de um vetor de magnetização no plano transversal, ao contrário da aplicação isolada de B_0 onde a maior parte dos protões estão num estado energético baixo, resultando num vetor de magnetização no plano longitudinal (**Figura 2.1, e**). Um outro resultado do fenómeno de ressonância é o movimento em fase dos momentos magnéticos de cada protão, ou seja, todos os protões estão na mesma posição de precessão num dado tempo [6]–[8]. O sinal de RM é obtido devido à indução eletromagnética, *i.e.*, as oscilações de campo magnético aquando a aplicação do pulso de RF e o consequente movimento de precessão em fase dos protões induzem uma força eletromotriz, constituindo uma pequena corrente mensurável na bobine recetora, constituindo o sinal de RM (**Figura 2.1, e, f**) [6].

Quando o pulso de RF é terminado, os prótons têm tendência para se alinhar novamente com o campo B_0 . Assim, o sinal de RM decai, sendo que os prótons perdem energia, num processo denominado relaxamento, recuperando-se o vetor de magnetização no plano longitudinal e, de forma independente, decaindo do vetor de magnetização no plano transversal (**Figura 2.1, g**). A recuperação é causada por um processo denominado relaxamento T1, onde os prótons perdem a sua energia libertando-a para as moléculas em redor, recuperando a magnetização longitudinal visto que mais prótons ficam, novamente, num estado energético mais baixo. O decaimento é causado por um processo denominado relaxamento T2, onde os prótons interagem uns com os outros, resultando na perda do movimento de precessão em fase e perda da magnetização transversal (**Figura 2.1, h**). Neste decaimento é importante considerar que o campo B_0 não é homogêneo em todo o seu espaço de atuação, resultando em diferentes influências nos prótons e consequentes diferenças de precessão; esta diferença causa uma perda de fase entre eles, resultando no relaxamento denominado T2* [8].

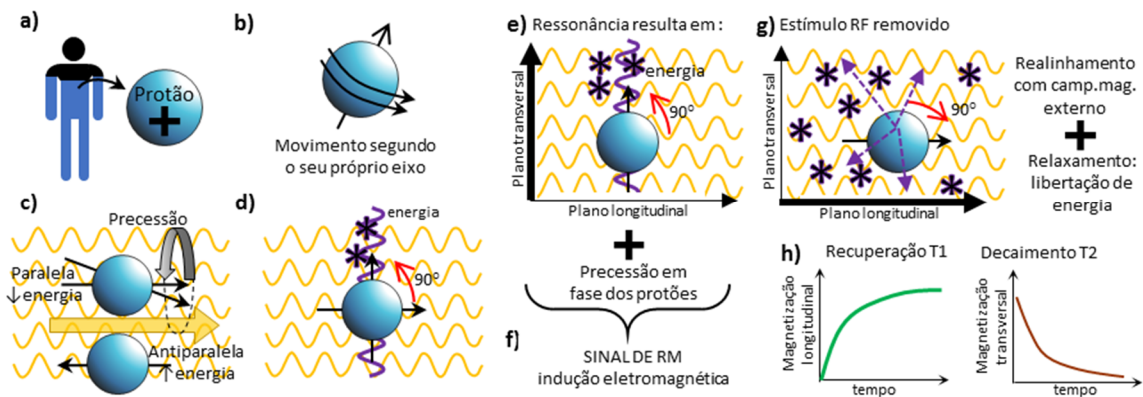


Figura 2.1. Esquemática-Resumo dos princípios físicos da imagem por RM: a) Átomos de hidrogénio em grande abundância no corpo humano, onde o próton adquire especial relevância nesta modalidade; b) Comportamento eletromagnético do próton; c) Alinhamento de prótons quando expostos a um campo magnético externo e respetivo movimento de precessão; d) Modificações no alinhamento aquando aplicação do estímulo RF; e) e f) Fenómeno de ressonância na origem do sinal de RM; g) Resultados da remoção do estímulo RF; h) Resultados do fenómeno de relaxamento (recuperação e decaimento) [9].

As imagens clínicas diagnósticas devem apresentar contraste entre estruturas anatómicas, de forma a diferenciar quadros saudáveis ou não saudáveis. Vários fatores afetam o contraste da imagem e podem ser divididos em duas categorias: fatores intrínsecos dos tecidos biológicos, que por si só providenciam algum contraste (densidade protónica, tempo de recuperação T1, tempo de decaimento T2), e fatores extrínsecos, aqueles que podem ser modificados pelo operador (tempo de repetição, tempo de eco, *flip angle*, entre outros) [6]. Contudo, os fatores extrínsecos controláveis tiram partido dos fatores intrínsecos, ora vejamos.

Começando por definir tempo de repetição (TR) (**Figura 2.2**), é o tempo desde a aplicação de um pulso de RF até à aplicação do pulso de RF seguinte. Determina a quantidade de relaxamento longitudinal T1 que se permite que ocorra entre o fim de um pulso de RF e o início de outro pulso. Tendo em conta que temos vários tipos de tecidos, as suas características intrínsecas definem o tempo de relaxamento T1. Se se tiver um TR longo o suficiente para que os prótons dos tecidos em questão voltem para a magnetização longitudinal, não haverá diferenças significativas no sinal obtido dos vários tecidos; diz-se que a imagem tem pouca ponderação em T1. Por outro lado, se se tiver um TR curto, tem-se um sinal mais significativo nos tecidos com um tempo de relaxamento T1 curto comparativamente aos tecidos com tempo de relaxamento T1 longo; diz-se que a imagem está ponderada em T1. Desta forma, tecidos com T1 curto aparecem mais brilhantes na imagem porque conseguem recuperar a maior parte da sua magnetização longitudinal no tempo TR ocorrido, produzindo um sinal de RM mais significativo; tecidos com T1 longo aparecem mais escuros na imagem porque não recuperam a sua magnetização longitudinal no tempo TR ocorrido, produzindo um sinal de RM mais fraco (**Figura 2.3**, Gráfico a) e Tabelas c) e d)).

O tempo de eco (TE) (**Figura 2.2**) é o tempo desde a aplicação do pulso de RF até ao pico do sinal induzido na bobine recetora. Determina a quantidade de relaxamento transversal T2 que se permite que ocorra. Mais uma vez, as características dos diferentes tecidos são determinantes na obtenção de um sinal de RM mais ou menos forte, desta vez em termos de decaimento da magnetização transversal. Ao aplicar um tempo TE curto, haverá pouca diferença entre os sinais de cada tecido, porque apenas deu tempo de ocorrer um pequeno decaimento; diz-se que a imagem tem pouca ponderação em T2. Pelo contrário, ao aplicar um TE longo, a intensidade do sinal dos vários tecidos é facilmente diferenciada: tecidos com um curto tempo de relaxamento T2 perdem grande parte da magnetização transversal (por consequente, perdem grande parte do seu sinal), aparecendo escuros na imagem; tecidos com um longo tempo de relaxamento T2 produzem um sinal mais significativo, aparecendo mais brilhantes na imagem (**Figura 2.3**, Gráfico b) e Tabelas c) e d)).

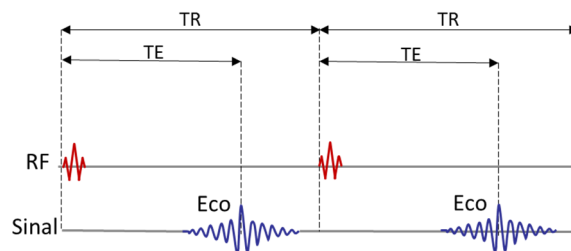


Figura 2.2. Representação esquemática do tempo de repetição (TR) e tempo de eco (TE). Adaptado de [6].

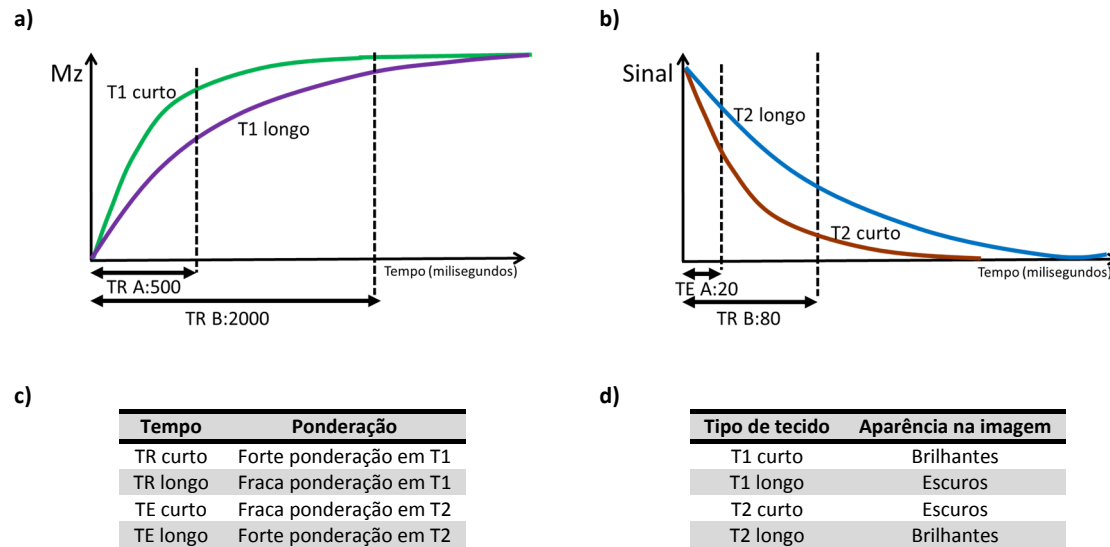


Figura 2.3. Gráfico a): relação entre TR e T1. Quando TR é curto (TR A), um tecido com um T1 curto recupera a maior parte da sua magnetização durante esse intervalo TR, produzindo um sinal mais significativo comparativamente a um tecido com TR longo. Quando TR é longo (TR B), é reduzida a diferença de sinal entre tecidos com curto ou longo T1, visto que nesse tempo ambos os tecidos conseguem recuperar a maior parte da sua magnetização; **Gráfico b):** relação entre TE e T2. Quando TE é curto (TE A), não há diferença clara entre tecidos com diferentes T2. Quando TE é mais longo (TE B), um tecido com um curto T2 reduz rapidamente o seu sinal, enquanto um tecido com um longo T2 retém mais o seu sinal; **Tabela c):** resumo de ideias entre a relação TR-T1 e TE-T2; **Tabela d):** resumo de ideias entre a relação de tipos de tecido quanto aos seus TR e TE e à aparência na imagem [9].

A densidade protônica, *i.e.*, o número de prótons excitáveis por unidade de volume, determina o sinal máximo que pode ser obtido para um dado tecido. Para obter uma imagem ponderada em densidade protônica devem minimizar-se os efeitos de ponderação em T1 e T2. Tecidos com elevada densidade protônica possuem uma componente de magnetização transversal maior e, por isso, um sinal mais significativo, aparecendo mais brilhantes na imagem [6], [7], [9].

Como descrito anteriormente, o pulso de RF é aplicado com uma frequência igual à frequência de precessão dos prótons, permitindo-lhes absorver energia, aparecendo o vetor de magnetização transversal e movimento em fase, induzindo corrente na bobine e constituindo o sinal de RM. O sinal recebido tem frequência igual à frequência de precessão dos prótons, independentemente da origem do sinal no indivíduo em estudo. Desta forma, é importante refletir como é que o sinal é localizado num espaço tridimensional, de forma a possibilitar a formação de uma imagem.

A utilização de gradientes de campo magnético é a chave da localização do sinal de RM. Os gradientes de campo magnético têm como função variar a intensidade do campo magnético B_0 , modificando as características impostas pelo mesmo, recorrendo à variação localizada através de um campo magnético que se adiciona ou subtrai a B_0 . Desta forma, é possível prever qual a intensidade de campo magnético e a frequência de precessão dos prótons numa certa localização. Tais gradientes de campo magnético são cruciais em três tarefas: seleção do corte de interesse, codificação em frequência e codificação em fase (**Figura 2.4**).

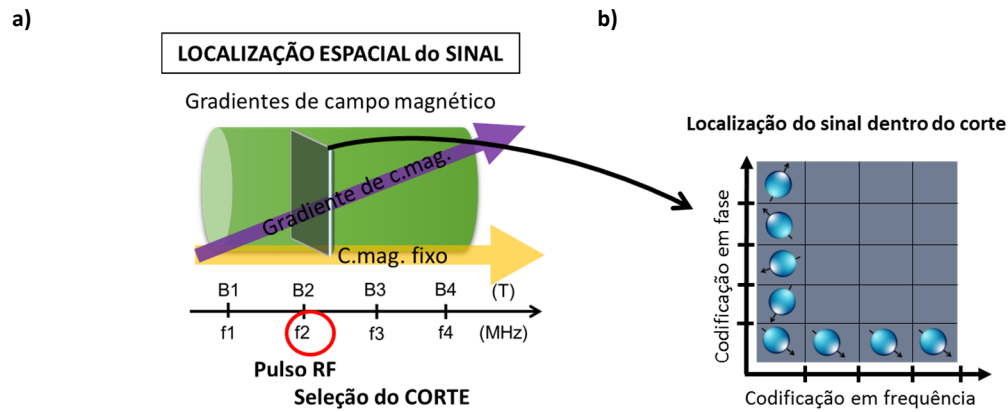


Figura 2.4. Ilustração do processo de localização espacial do sinal. a) Aplicação de gradiente de campo magnético permite ter pequenas variações de intensidade de campo magnético (exemplificado como B1, B2, B3 e B4) e, como resultado, pequenas variações na frequência de precessão dos prótons (exemplificado como f1, f2, f3 e f4). Aplicação de um pulso de RF com uma dada frequência permite selecionar o corte; b) Dentro do corte, aplicam-se gradientes de campo magnético em dois eixos diferentes, modificando a fase (exemplificado numa “linha” vertical, onde se tem prótons com igual frequência de precessão mas em diferente fase) e frequência (exemplificado numa “linha” horizontal, onde se tem prótons em igual fase mas em diferente frequência de precessão) dos prótons [9].

A seleção do corte de interesse dentro de um plano selecionado faz-se recorrendo aos gradientes de campo magnético (G_{Corte}), permitindo a localização de um corte através da aplicação de um pulso de RF a uma frequência tal que só induzirá ressonância em prótons de um dado corte.

Uma vez selecionado o corte, é preciso localizar exatamente de onde o sinal de RM provém, localizando-o em ambos os eixos da imagem. Para tal, são necessários dois gradientes de campo magnético: o gradiente de codificação em frequência (G_{Cfreq}) e o gradiente de codificação de fase (G_{Cfase}). Dento do corte selecionado, o gradiente de codificação em frequência modifica a frequência de precessão dos prótons num dado eixo anatómico. O gradiente de codificação de fase modifica a fase dos prótons em precessão num outro eixo anatómico, dentro do corte selecionado [6].

A aplicação de gradientes de campo magnético permite localizar precisamente um sinal dentro de um corte de interesse. Porém, estes dados têm que ser armazenados de forma a serem conjugados e formar, posteriormente, uma imagem. Portanto, a informação proveniente de cada sinal (incluindo a sua respetiva localização) é armazenada na forma de dados individualizados num sistema computacional. O espaço-K constitui a forma como tais dados são armazenados, antes de serem reconstruídos para formar uma imagem. O espaço-K é uma matriz retangular que possui um eixo de frequência (horizontal) e um eixo de fase (vertical), armazenando informação sobre a localização das frequências no espaço, para cada corte de interesse. O espaço-K é dividido por linhas numeradas (**Figura 2.5**).

A informação contida no espaço-K provém da aplicação de uma sequência de pulso. A seleção de um corte de interesse é realizada recorrendo à aplicação de um gradiente de campo magnético, selecionando a matriz ou espaço-K que comportará a informação desse corte. Depois, um gradiente de codificação de fase é aplicado, determinando qual das linhas do espaço-K será preenchida com informação, num dado tempo TR. Normalmente, a informação é preenchida começando pela linha no topo, ou seja, o gradiente de codificação de fase aplicado deve corresponder a esta linha, e assim sucessivamente para as restantes linhas.

De seguida, é aplicado o gradiente de codificação de frequência, que permite a aquisição de pontos de informação (dados) que preenchem uma dada linha do espaço-K. Quando a codificação em frequência termina, é novamente aplicado um gradiente de seleção de corte, diferente do anterior, para que se possa recolher informação de um novo corte, ou seja, preencher um novo espaço-K. Este padrão de aquisição de dados ocorre no período de tempo TR; por isso, é o TR que determina quantos cortes são adquiridos. Então, num dado TR são adquiridos os dados de uma linha do espaço-K, para todos os cortes permitidos nesse tempo; após a aquisição dos dados nessa linha, aplica-se um novo TR, mas desta vez é selecionada outra linha do espaço-K dos cortes definidos anteriormente.

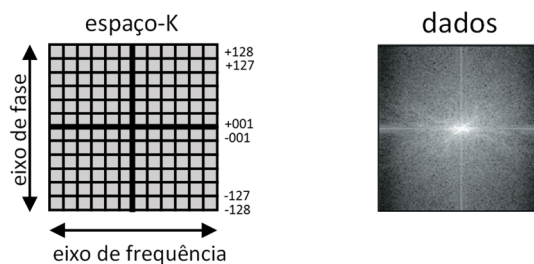


Figura 2.5. À esquerda: representação esquemática do espaço-K, seus respectivos eixos e numeração (supondo uma matriz com 256 linhas); À direita: representação dos dados no espaço-K no domínio das frequências. Adaptado de [6], [10].

Transpondo o espaço-K para uma abordagem mais ilustrativa (**Figura 2.6**), pode referir-se que a zona central possui dados que contribuem para o contraste da imagem, enquanto na zona mais periférica contribuem para a resolução da imagem [6].

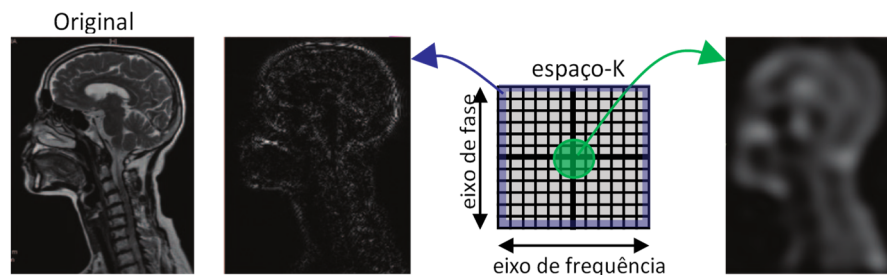


Figura 2.6. Esquematisação da influência de informação localizada do espaço-K nas características de imagem: zona periférica do espaço-K (zona azul) comporta informação relacionada com a resolução espacial ou definição de contornos; zona central do espaço-K (zona verde) comporta informação relacionada com o contraste da imagem. Adaptado de [10].

A informação em bruto representada no espaço-K tem que sofrer uma Transformada de Fourier Inversa para que se obtenha a imagem final (**Figura 2.7**) [11].

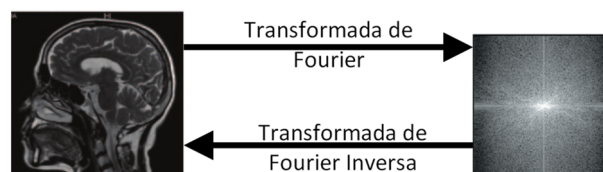


Figura 2.7. Uma imagem (à esquerda) e a sua representação no espaço-K (à direita). As imagens são equivalentes. Utilizando a Transformada de Fourier é possível passar do domínio das frequências do espaço-K para a imagem original. Adaptado de [10], [11].

2.2. Equipamento: principais Componentes e suas características

Os princípios físicos até aqui descritos são possíveis devido à integração de uma vasta gama de componentes, incluindo *hardware* e *software*, formando o sistema de RM propriamente dito. Tais componentes são apresentados e brevemente descritos nos seguintes parágrafos (**Figura 2.8**), tendo como referências [6], [12], [13].

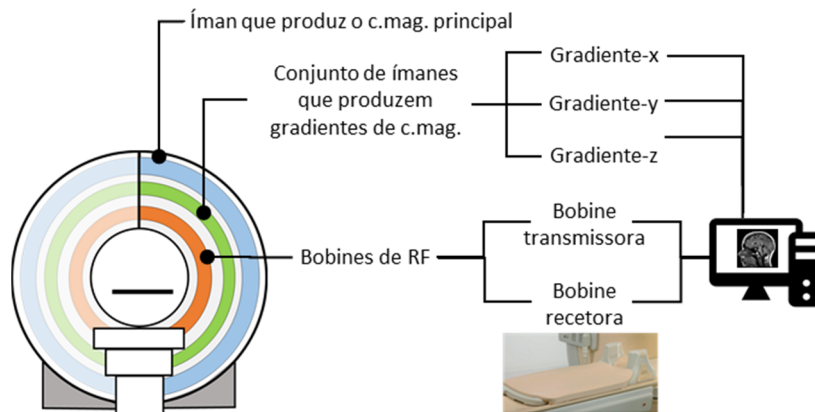


Figura 2.8. Ilustração dos principais componentes do scanner de RM [9].

O ímã que produz o campo magnético principal é o componente mais importante do sistema de RM, sendo que, na grande maioria e no uso clínico, a intensidade de fluxo de campo magnético pode variar entre 0,2 a 4 T. Existem vários tipos de ímã que podem ser utilizados no sistema de RM.

O ímã do tipo permanente utiliza materiais do tipo ferromagnético que, quando colocados sob a ação de um campo magnético exterior, adquirem um magnetismo que se mantém ao longo do tempo, mesmo quando retirado da ação do campo magnético a que foi sujeito. Estes ímanes atingem fluxos máximos de 0,2-0,3 T, não podem ser desligados e têm vantagem de o campo estar mais confinado ao sistema RM e à sala onde se situa.

Os eletroímãs funcionam com base na Lei de Faraday, ou seja, é a quantidade de corrente que flui em enrolamentos de fio condutor que determina o campo magnético formado. A resistência à passagem de corrente é determinada pela Lei de Ohm; o eletroímã que se encontra à temperatura ambiente e sujeito a esta Lei é dito ímã do tipo resistivo. Os fluxos máximos destes ímanes não ultrapassam os 0,2-0,3 T, devido a questões de limitação da corrente que flui e, conseqüentemente, de temperatura elevada; podem ser desligados e ligados; têm elevado custo de manutenção devido ao elevado consumo de energia.

No ímã supercondutor já é possível permitir a passagem de corrente necessária para atingir fluxos de campo magnético mais elevados. Para tal, utilizam-se materiais específicos que, quando expostos a temperaturas próximas do zero absoluto, exibem supercondutividade, *i.e.*, conseguem conduzir corrente elétrica sem resistência e sem acumulação de calor. Desta forma, após a formação do campo magnético, não é necessário fornecimento contínuo de corrente elétrica.

O conjunto de gradientes de campo magnético consiste numa estrutura cilíndrica que contém eletroímã individualizado. Cada um dos eletroímãs pode ser ativado de forma a induzir uma alteração na intensidade do campo magnético total. Esta alteração depende de alguns fatores relacionados com a constituição do eletroímã que forma o gradiente: corrente que passa nos enrolamentos de fio, número de enrolamentos, diâmetro do fio e espaçamento entre os fios que formam o enrolamento. Por outro lado, os campos de gradiente podem ter direção igual ou contrária ao campo magnético B_0 ; para tal, é necessário definir mais um terminal de corrente elétrica, alterando a direção do campo gradiente, sendo possível adicioná-lo ou subtrair-lo a B_0 (Figura 2.9).

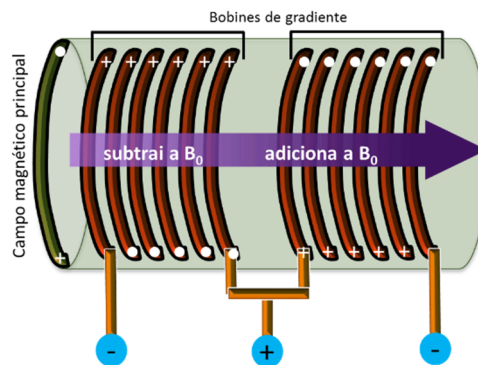


Figura 2.9. Ilustração de gradientes de campo magnético com três terminais de corrente. O fluxo de corrente está representado nas extremidades dos enrolamentos da bobine, quer no campo magnético principal, quer nos gradientes, sendo “●” indicativo de fluxo em direção ao observador e “+” fluxo que se afasta do observador (“regra da mão direita”). A introdução de um terceiro terminal de corrente na parte central possibilita a mudança de polaridade do fluxo magnético dos gradientes. Na esquerda, o gradiente tem um fluxo com direção oposta a B_0 , reduzindo a intensidade de campo magnético nessa zona. Na direita, o gradiente tem um fluxo com a mesma direção de B_0 , aumentando a intensidade de campo magnético nessa zona [9].

O sistema de RF é o responsável por aplicar um estímulo ao sistema, induzindo alterações nos prótons (ressonância), e detetar o sinal de RM, compreendendo bobinas transmissoras e as bobinas recetoras, respetivamente. O propósito das bobinas transmissoras é a aplicação de um pulso de ondas de rádio que transportam uma energia tal capaz de excitar os prótons e criar coerência de fase; essa energia é transmitida com uma frequência igual à frequência de ressonância dos prótons. Por outro lado, as bobinas recetoras têm como função a deteção do sinal de RM. A aplicação do pulso de RF causa alteração no campo magnético, como discutido anteriormente; desta forma, tal alteração induz o aparecimento de corrente elétrica nos enrolamentos de fio da bobina; tal corrente constitui o sinal de RM mensurável.

Por vezes não existe diferenciação entre bobinas transmissoras e recetoras, sendo que as duas funções são realizadas pela mesma bobina. Existem vários tipos de bobinas RF: as bobinas de volume, que podem ser transmissoras e recetoras e geralmente adquirem sinal de áreas maiores, baixando a razão sinal/ruído; as bobinas de superfície são especialmente desenhadas para colocação numa certa zona do corpo, pelo que melhora a obtenção do sinal visto que a sua localização está mais perto da anatomia que emite o sinal; existem ainda bobinas que são o resultado da conjugação de múltiplas bobinas de superfície, possibilitando uma relação SNR mais elevada e grande sensibilidade numa área corporal mais extensa.

2.3. Sequências de Pulso em RM

As sequências de pulso (SqP) permitem controlar a forma como o sistema aplica os pulsos e gradientes. Assim, no seu conjunto, uma SqP inclui uma série de pulsos de RF, a aplicação de gradientes e os respetivos intervalos de tempo [6]. As SqP controlam todo o tipo de *hardware* que está envolvido no processo de aquisição e medição do sinal.

Um diagrama de SqP é uma forma simples e esquemática de representar a aplicação de pulsos e gradientes, muito utilizada por vários autores, sendo por isso importante perceber o que representam. Os diagramas são compostos por linhas horizontais, que representam o eixo do tempo; cada linha expõe informação sobre um componente de *hardware* diferente. Se os componentes forem representados em separado têm que existir pelo menos quatro linhas horizontais: uma para o pulso de RF e outras três linhas para os gradientes de campo magnético (no presente trabalho vêm indicados como G_{CFreq} , G_{CFase} , G_{Corte}). Numa orientação vertical, ou seja, desvios abaixo ou acima da linha horizontal, representa-se a atividade de cada componente; diferentes símbolos são utilizados para representar esta atividade (**Figura 2.10**) [10], [14].



Figura 2.10. Símbolos utilizados em diagramas de sequências de pulsos (SqP) no presente trabalho. Adaptado de [10].

Existem dois grandes grupos de SqP em RM: *Spin Echo* (SE) e *Gradient Echo* (GRE) (**Figura 2.11**). Outras SqP são derivações que evoluem destes dois tipos convencionais, conseguidas através da manipulação de vários parâmetros. A aquisição pode ser bidimensional (2D), com um corte adquirido de cada vez, ou tridimensional (3D), com um volume de dados adquirido numa só aquisição [6]. Nos seguintes parágrafos introduzem-se conceitos base sobre cada tipo de SqP.

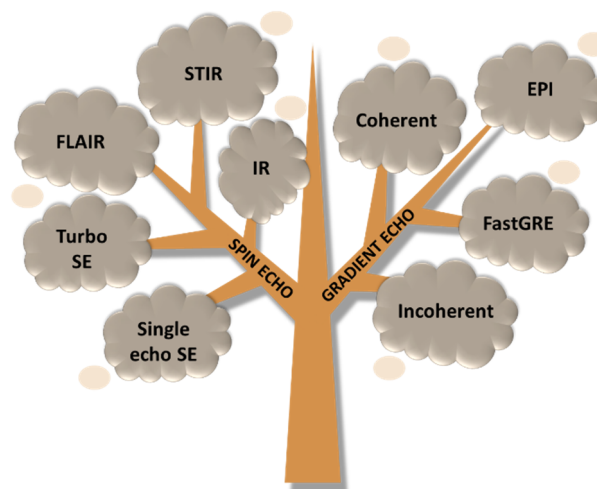


Figura 2.11. Esquematização em árvore das SqP referidas no presente trabalho: ramo esquerdo, tipos de SqP da categoria Spin Echo (SE); ramo direito, tipos de SqP da categoria Gradient Echo (GRE).

2.3.1. Sequências de Pulso Spin Echo (SE)

Single Echo SE

Neste tipo de sequência (**Figura 2.12**), um pulso de RF de 90° excita os prótons, forçando o vetor de magnetização a dirigir-se para o plano transversal. Quando o pulso de RF cessa, os núcleos começam a perder o comportamento de fase, passando pelo relaxamento T1, T2 e T2*. Um pulso de RF de 180° é aplicado num tempo igual a metade do TE, provocando a refocalização dos prótons. Quando os núcleos estão novamente em fase (no TE total), um eco (denominado eco de *Hahn*) é produzido e lido.

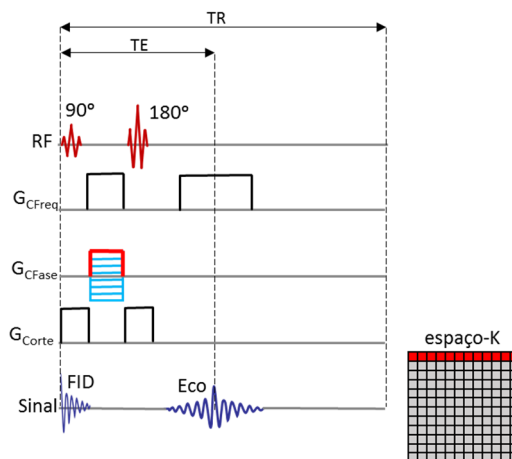


Figura 2.12. Diagrama de SqP do tipo *Spin Echo* convencional. Um par de pulsos de RF produz apenas um eco num dado TR, preenchendo apenas uma linha do espaço-K. Adaptado de [15].

Este tipo de SqP consegue produzir imagens ponderadas em T1, T2 ou densidade protónica, sendo por isso considerada a sequência chave da RM. Este tipo de SqP origina um tempo de exame muito longo visto que apenas uma linha do espaço-K é preenchida a cada TR, não sendo regularmente utilizada. Esta SqP serve de base para as suas variantes de aquisição mais rápida [6], [10], [15].

Turbo SE

No caso das SqP *Spin Echo* convencionais, apenas um pulso de RF de excitação é aplicado, gerando apenas um eco por cada TR, resultando um relativamente longo tempo de exame. Uma das variações da SqP SE é a *Turbo SE* (**Figura 2.13**), em que são aplicados, por cada pulso de RF de excitação (90°), um certo número de pulsos de refocalização de 180° . Assim, o pulso inicial de RF de 90° é aplicado; ao ocorrer cessação deste pulso de RF, o vetor de magnetização vai voltar para o plano longitudinal. Num dado tempo, são aplicados múltiplos pulsos de RF de 180° , contribuindo para a refocalização dos prótons, sendo que cada um deles produz um eco (o conjunto de todos os ecos gerados denomina-se *echo train*; o conjunto de pulsos de RF de 180° e dos ecos gerados denomina-se *echo train length* (ETL)). O tempo de aquisição é menor comparativamente à SqP SE convencional porque é realizada uma codificação em fase mais do que uma vez no mesmo TR, preenchendo mais linhas do espaço-K [6], [10].

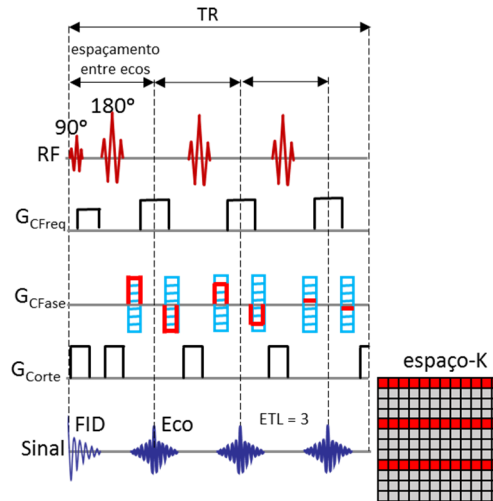


Figura 2.13. Diagrama de SqP do tipo *Turbo SE*. Vários pulsos de RF são aplicados durante um dado TR. Cada pulso produz um eco; neste caso aplicam-se três pulsos de RF de refocalização, dando origem a três ecos. Durante este TR várias linhas do espaço-K são preenchidas, reduzindo o tempo de exame comparativamente a uma SqP *spin echo* convencional. Adaptado de [15].

Ainda nesta temática das SqP *Turbo SE*, existe a SqP *Single Shot Turbo SE* (SS-TSE) (**Figura 2.14**). Esta SqP consegue reduzir ainda mais o tempo de exame, visto que todas as linhas do espaço-K são preenchidas num único TR: metade das linhas do espaço-K são adquiridas e a outra metade é inferida graças à propriedade de simetria (hermetiana) que o espaço-K possui [6], [15], [16].

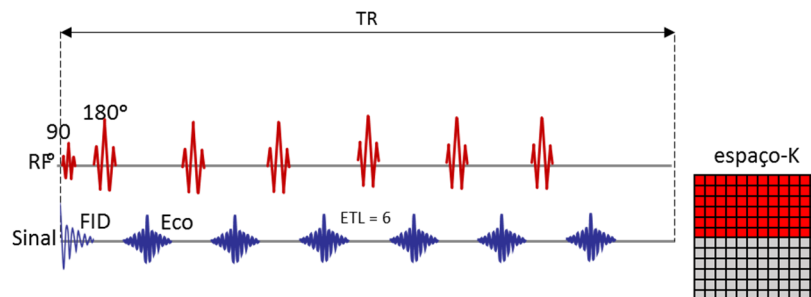


Figura 2.14. Diagrama de SqP do tipo SS-TSE. Vários pulsos de RF são aplicados durante um dado TR. Cada pulso produz um eco. Para propósitos de ilustração, utiliza-se um *echo train length* = 6; na prática este valor é muito maior. Metade do espaço-K é preenchido em apenas um TR. Adaptado de [15].

Uma outra modificação das SqP *Turbo SE* é denominada *Driven Equilibrium Fourier Transform*. É caracterizada pela aplicação de um pulso de excitação com um *flip angle* invertido no fim do *echo train*. Desta forma, a magnetização longitudinal é recuperada e fica disponível para excitação no início do seguinte TR [6].

Uma outra variante nesta categoria de SqP é a denominada SPACE (*Sampling Perfection with Application optimized Contrasts using different flip angle Evolutions*). É uma SqP do tipo *Turbo SE* em aquisição 3D com volumes isotrópicos (medida igual em toda a direção do voxel). O ETL é longo e são aplicados pulsos de RF com *flip angle* variável e reduzido. Obtêm-se imagens isotrópicas de alta resolução [17], [18].

Ainda no universo das *SqP Turbo SE*, a técnica denominada BLADE ajuda reduzir a sensibilidade ao movimento, utilizando-se, por exemplo, em doentes não cooperantes. Na técnica BLADE, cada *echo train* da *SqP Turbo SE* gera uma imagem de baixa resolução. Posteriormente, várias imagens de baixa resolução são combinadas, resultando uma imagem com elevada resolução não afetada pelo movimento [18].

Inversion Recovery

A *SqP Inversion Recovery* (IR) (**Figura 2.15**) é utilizada para suprimir o sinal de um certo tecido. Para tal, um pulso de RF de 180° é aplicado no começo da *SqP*, invertendo o vetor de magnetização a 180° . Quando este pulso de RF cessa, os núcleos passam pelo relaxamento T1, onde o vetor de magnetização passa de um estado invertido para um estado nulo e por fim para um estado relaxado. Um pulso de RF de 90° é aplicado num certo tempo após a inversão inicial (intervalo de tempo TI); este tempo controla a quantidade de relaxamento T1 que se permite que ocorra. Depois, ocorre uma refocalização por um pulso de 180° , à semelhança do que acontece numa *SqP Turbo SE*, permitindo preencher várias linhas do espaço-K num só TR [6], [10], [15].

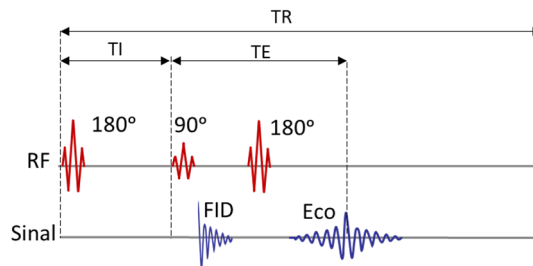


Figura 2.15. Diagrama de *SqP* do tipo *Inversion Recovery*. Um pulso de RF de 180° é aplicado no início da sequência. Adaptado de [6].

Short TI inversion recovery (STIR)

A *SqP STIR* é uma variante da *SqP IR* sendo utilizada para suprimir o sinal proveniente de tecidos adiposos e outros que tenham um tempo de relaxamento T1 similar. Faz uso de um TI que corresponde ao tempo que demora a recuperação desde a inversão até a um ponto nulo de magnetização longitudinal. Utiliza um pulso de RF de 180° no início da sequência, seguindo-se o atraso temporal TI, onde a magnetização longitudinal começa a recuperar, passando por um ponto em que é nula. É neste ponto nulo que ocorre a aplicação do pulso de RF de 90° , não havendo magnetização disponível naquele tecido, sendo o seu sinal suprimido [6], [10], [15].

Fluid attenuated inversion recovery (FLAIR)

A *SqP FLAIR* é outra variante da *SqP IR*. Neste caso, aplica-se inicialmente um pulso de RF de 180° ; quando o vetor de magnetização passa pelo ponto nulo, pouca ou nenhuma magnetização longitudinal está presente, pelo que também não existe magnetização transversal de onde provenha o sinal; é aplicado o pulso de RF de 90° neste tempo do ponto nulo, suprimindo o sinal do líquido cefalorraquidiano [6], [10].

2.3.2. Sequências de Pulso Gradient Echo (GRE)

GRE convencional

O termo *Gradient Echo* (GRE) refere-se a uma família de várias sequências que utilizam pulsos de excitação com um *flip angle* parcial (menor do que 90°) e gradientes de campo magnético para gerar um eco, ao invés de utilizar um pulso de RF de 180° de refocalização como é o caso das SqP do tipo *Spin Echo* (**Figura 2.16**). Desta forma, apenas parte da magnetização longitudinal é convertida para o plano transversal (e não a sua totalidade, como acontece com um pulso de 90° nas SqP *Spin Echo*). Quando o pulso de RF cessa, gera-se um sinal FID (*Free Induction Decay*, sinal que traduz a perda da capacidade de indução de corrente na bobine, visto que o vetor de magnetização transversal também vai reduzindo, devido aos fenômenos de relaxamento) que é produzido devido a não homogeneidades do campo magnético principal e ocorre a perda de fase dos *spins* durante o relaxamento $T2^*$. Os gradientes vão ser utilizados para devolver esse movimento em fase (denominados gradientes positivos ou *rewind*) ou remover o movimento em fase dos spins (gradiente negativo ou *spoilers*). Primeiro, é aplicado um gradiente que induz a dispersão de fase dos *spins*. Depois, um gradiente de polaridade oposta voltar a refocalizar os *spins*, induzindo um sinal na bobine, contendo informação de relaxamento $T1$ e $T2^*$; este sinal é denominado eco de gradiente. Só contribuem para o sinal os *spins* que foram retirados do movimento em fase e posteriormente refocalizados pelo gradiente [6], [10], [15]. As SqP GRE podem ser do tipo *Coherent* ou *Incoherent*, e são explanadas nos seguintes parágrafos. Porém, primeiramente, torna-se necessário esclarecer o conceito de *steady-state* em RM.

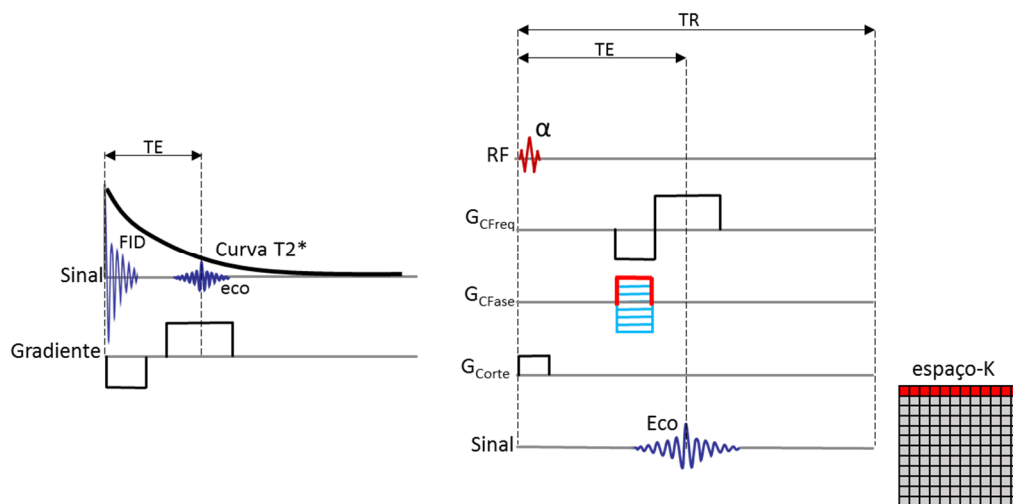


Figura 2.16. À esquerda: formação de um eco de gradiente. A primeira parte do gradiente retira o movimento em fase; a segunda parte devolve o movimento em fase. O pico do eco de gradiente fica abaixo da curva de decaimento $T2^*$. À direita: diagrama de SqP Gradient Echo convencional. O gradiente de codificação em frequência é utilizado para retirar e devolver o movimento em fase dos spins. Adaptado de [15].

O *steady-state* (SSFP, do inglês, *Steady-State Free Precession*) é um termo utilizado para definir uma situação estável (**Figura 2.17**). Em RM, os núcleos de hidrogénio ganham energia via fenómeno de excitação com pulsos de RF, sendo influenciada pelo *flip angle* aplicado. Por outro lado, perdem energia para o meio, facto que é influenciado pelo TR. Se for seleccionada uma certa combinação de TR e *flip angle* é possível atingir um estado em que a energia do núcleo se mantém constante, o *steady-state*. No *steady-state*, a magnetização longitudinal coexiste com a magnetização transversal. Com a seleção de parâmetros capazes de atingir o *steady-state*, a magnetização transversal pode acumular-se ao longo de sucessivos TR, denominando-se magnetização transversal residual.

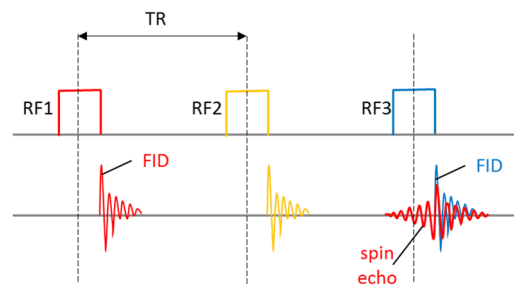


Figura 2.17. Formação de ecos no *steady-state* (SSFP). O primeiro pulso de RF (RF1, vermelho) produz um sinal FID (vermelho). O segundo pulso de RF (RF2, amarelo) também produz um sinal FID (amarelo). O pulso RF2 coloca em fase a magnetização transversal residual que ainda está presente derivada do pulso RF1. Um *spin echo* (também denominado eco estimulado) é gerado. Este *spin echo* ocorre ao mesmo tempo que a aplicação do terceiro pulso de RF (RF3, azul). Assim, no pulso RF3 coexistem dois sinais: um FID (azul) derivado das propriedades de excitação do pulso RF3; e um *spin echo* (vermelho) produzido pelo pulso RF1 e pela colocação em fase dos *spins* excitados pelo RF2. As SqP do tipo GRE contêm dados produzidos pelos sinais FID e *spin echo*. O contraste é determinado pela seleção de qual destes sinais é utilizado para a formação da imagem. Adaptado de [6].

Assim, as SqP *Coherent* (também referidas como as SqP *steady-state* clássicas) referem-se àquelas cuja magnetização transversal residual é aproveitada para o pulso seguinte, sendo refocalizada, enquanto as SqP *Incoherent* (também referidas como SqP GRE *Spoiled*) referem-se àquelas cuja magnetização transversal residual é destruída antes da aplicação do pulso seguinte [6], [19].

Coherent GRE (*steady-state* clássicas)

Estas SqP utilizam um pulso de excitação com um *flip angle* parcial, seguindo-se a aplicação de um gradiente que devolve o movimento em fase (gradiente *rewind*) para produzir um eco de gradiente. O *steady-state* é mantido por seleção de um TR menor que os tempos T1 e T2 dos tecidos, existindo uma magnetização transversal residual que se mantém com sucessivos TR. Isto é conseguido aplicando um processo denominado *rewinding*, onde a polaridade do gradiente é invertida antes de cada repetição, devolvendo a refocalização na magnetização transversal, mantendo a sua influência na próxima repetição de pulso. Estas sequências são geralmente utilizadas para produzir imagem ponderadas em T2*.

Quando se atinge o equilíbrio entre a magnetização longitudinal e transversal (*steady-state*), dois tipos de sinais são produzidos: um sinal de pós-excitação (sinal FID), e um outro sinal que resulta de um eco reformatado, que ocorre antes da excitação e resulta da refocalização do eco residual aquando a aplicação do pulso de RF subsequente (*spin echo*). Estas SqP *Coherent GRE* podem ser classificadas em três tipos, consoante os sinais que são utilizados na amostragem e formação da imagem: as que medem fundamentalmente a componente FID do sinal, SSFP-FID (**Figura 2.18 a**)); as que medem a componente *spin echo*, SSFP-SE (**Figura 2.18 b**)); e por fim, quando ambos os sinais FID e *spin echo* (adquiridos simultaneamente) são utilizados na formação da imagem, SSFP-Balanced (**Figura 2.18 c**)) [6], [19], [20].

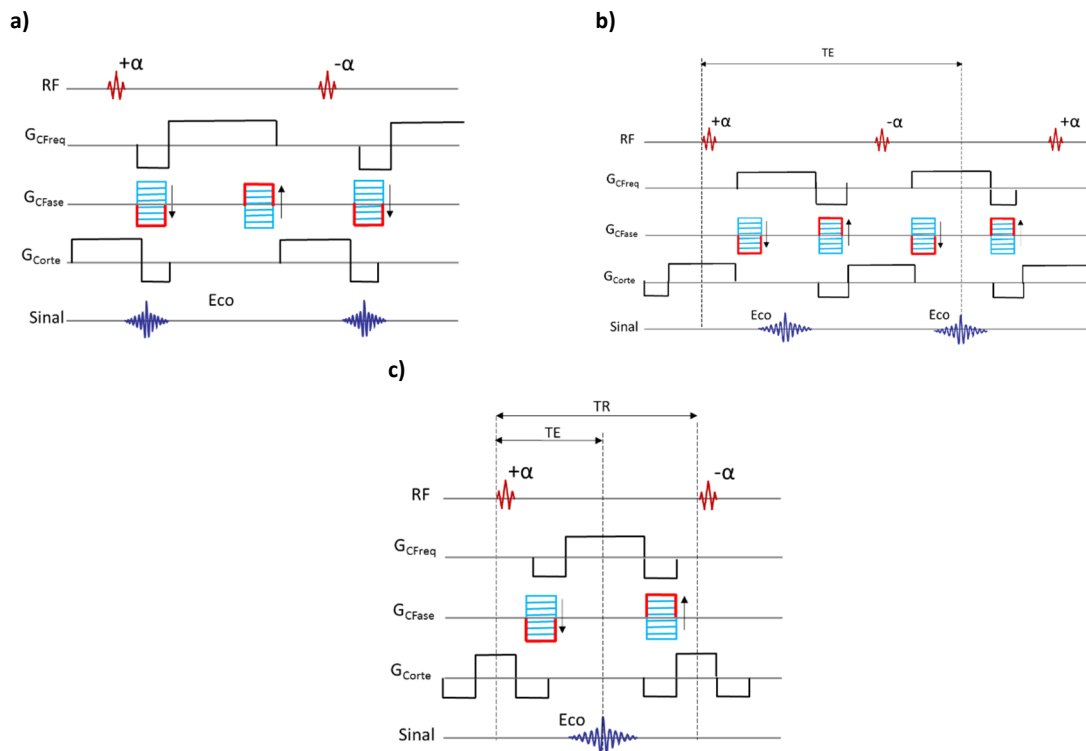


Figura 2.18. Diagramas de SqP *Coherent GRE*: a) SSFP-FID; b) SSFP-SE; c) SSFP-Balanced. Adaptado de [19].

Para além destes três tipos básicos de SqP do tipo *Coherent*, outras sequências, formadas por modificação das SSFP-Balanced, são frequentemente utilizadas [19].

A SqP CISS (*Constructive Interference into Steady State*) é uma combinação de duas aquisições de SqP do tipo *Balanced*. As duas aquisições diferem no facto de que uma delas é adquirida com pulso alternado e a outra não. Esta aquisição alternada refere-se ao sinal do ângulo do pulso de RF: numa aquisição, o ângulo é alternado em cada TR (e.g., $+70^\circ$, -70° , $+70^\circ$); na outra aquisição, esta alternância não ocorre (e.g., $+70^\circ$, $+70^\circ$, $+70^\circ$). Os sinais são combinados após a aquisição de dados [15], [21].

A SqP DESS (*Dual-Echo Steady-State Sequence*) é uma variação da SqP do tipo *Balanced*, onde a imagem é formada pela combinação de dois ecos (FID e *spin echo*, adquiridos separadamente) no mesmo TR [21].

Incoherent GRE (spoiled)

As SqP *Incoherent GRE* também utilizam um *flip angle* parcial e um gradiente de refocalização dos *spins*, resultando num eco de gradiente. Porém, neste caso, antes da aplicação do pulso de excitação, é aplicado um pulso de RF ou um gradiente, que eliminam a magnetização transversal residual após cada eco (Figura 2.19). Assim, no início do pulso seguinte, essa componente de magnetização transversal é nula. A maior parte das SqP utilizam pulsos de RF no processo de *spoiling*. A eliminação da magnetização transversal residual é conseguida pela aplicação de pulsos de RF em diferentes fases de precessão; assim, um pulso de RF excita *spins* numa dada posição de precessão, originando magnetização transversal residual característica dessa precessão; um pulso de RF é aplicado novamente, mas desta vez excita *spins* que estão numa posição de precessão diferente da anterior; como a magnetização transversal residual está numa posição de precessão diferente comparativamente à magnetização posteriormente criada, não vai ser considerada na formação da imagem [6], [20].

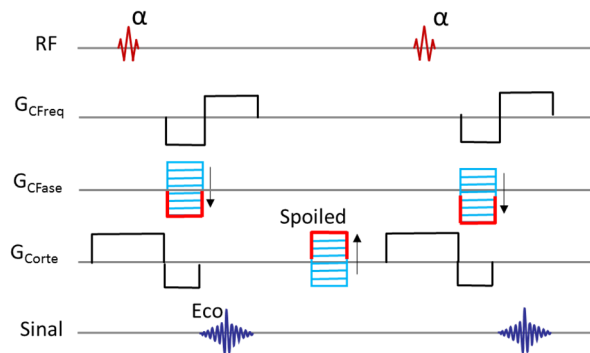


Figura 2.19. Diagrama de SqP *Incoherent Gradient echo*. Adaptado de [19].

Uma variante das SqP do tipo *spoiled* é a SqP MEDIC (*Multi-Echo Data Image Combination*), vários ecos de gradiente individuais são gerados em diferentes TE. À semelhança das SqP do conjunto *Turbo SE*, na SqP MEDIC há também a aquisição de múltiplos ecos. Os ecos gerados são reconstruídos e combinados para formar a imagem final [17], [22].

Fast GRE

Numa SqP GRE (*Coherent* ou *Incoherent*) torna-se problemático adquirir contraste e relação SNR adequados, devido ao TE e TR muito curtos. As SqP *Fast Gradient Echo* (Figura 2.20) resolvem este problema incorporando uma fase de preparação de magnetização prévia à SqP GRE principal. Assim, estas SqP de aquisição rápida utilizam pulsos extra, pré-magnetizando o tecido, manipulando o contraste. Esta pré-magnetização pode ser conseguida de duas formas: aplicando um pulso de RF de 180°, introduzindo uma ponderação T1; ou utilizando uma fase de pré-magnetização com pulsos de RF 90°/180°/90° pode obter-se uma ponderação em T2. As linhas do espaço-K são adquiridas após esta fase de preparação de magnetização [6], [15].

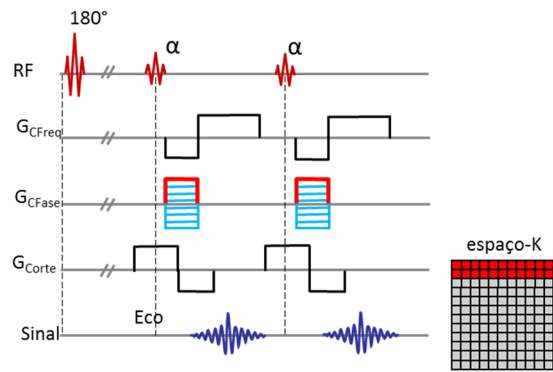


Figura 2.20. Diagrama de SqP Fast Gradient Echo. Os pulsos α são repetidos as vezes necessárias para preencher o espaço-K. Adaptado de [15].

Echo Planar Imaging (EPI)

Com SqP do tipo EPI, um único *echo train* é utilizado para recolher os dados de todas as linhas do espaço-K, num único TR (**Figura 2.21**). Assim, uma SqP EPI pode ser considerada como uma variante das SqP GRE onde são obtidos múltiplos ecos no mesmo TR, à semelhança das SqP *Turbo SE* na categoria de SqP SE. A utilização desta técnica reduz substancialmente o tempo de aquisição. Para conseguir tal preenchimento de todas as linhas do espaço-K num único TR, o gradiente de codificação de fase e o gradiente de codificação de frequência são ligados e desligados muito rapidamente. Existem dois tipos de SqP EPI: EPI-GRE, onde a SqP se inicia com um pulso de RF de flip angle variável; e EPI-SE, onde a SqP se inicia com um pulso de RF de *flip angle* 90° e 180° . As SqP EPI-SE têm tempos de aquisição mais longos e utiliza um pulso de RF adicional, aumento a deposição de energia de RF no indivíduo examinado. As SqP EPI podem ser precedidas de qualquer tipo de pulso de RF (e.g., EPI-FLAIR) [6], [10].

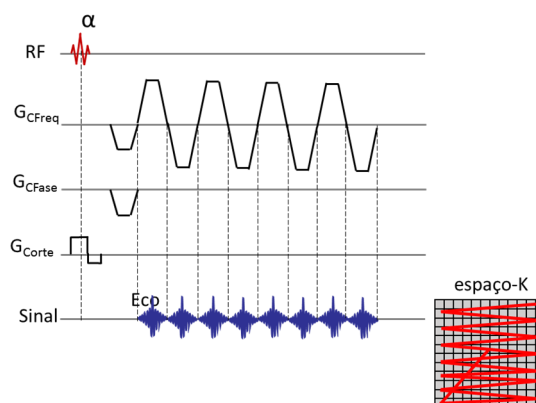


Figura 2.21. Diagrama de SqP EPI. Apenas um pulso de RF é aplicado, e todas as linhas do espaço-K são adquiridas. O gradiente de codificação de frequência oscila rapidamente, permitindo alternar a direção de preenchimento das linhas do espaço-K. Adaptado de [6], [15].

Fez-se uma apresentação esquemática da família de sequências explanadas e a correspondente nomenclatura segundo o fabricante Siemens (**Figura 2.22**) [23].

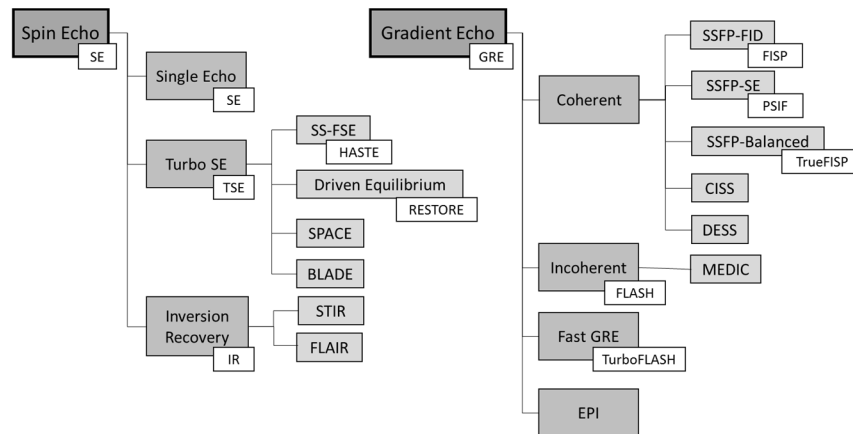


Figura 2.22. Esquema-resumo das SqP. Divisão em duas categorias, *Spin Echo* e *Gradient Echo*, que por sua vez se subdividem nas suas variantes. Correspondência entre a nomenclatura explanada no trabalho com a nomenclatura Siemens, que se encontra nas caixas de cor branca. Na ausência de caixa branca, a nomenclatura Siemens corresponde àquela utilizada no trabalho.

2.4. Parâmetros de Qualidade de imagem em RM

Na prática clínica, para dar uma resposta atempada, são disponibilizados protocolos pré-definidos que definem parâmetros de aquisição, que podem ser ajustados e alterados em função dos objetos em estudo. Os principais fatores que afetam a qualidade de imagem são: a razão sinal-ruído (SNR, do inglês, *Signal to Noise Ratio*), a razão contraste-ruído (CNR, do inglês, *Contrast to Noise Ratio*), a resolução espacial e o tempo de exame [6]. Estes fatores são controlados por vários parâmetros e a relação entre eles deve assentar num compromisso, *i.e.*, um balanço com o objetivo de resultar numa imagem de qualidade diagnóstica [20].

2.4.1. Razão Sinal-Ruído (SNR)

O fator SNR define-se como a razão entre a amplitude do sinal recebido na bobine e a amplitude média do ruído. O sinal representa a tensão induzida na bobina receptora, e o ruído é um valor constante para cada indivíduo e representa valores de frequência aleatórios no espaço e no tempo, dependentes da própria constituição física do doente, da área de exame e do ruído elétrico inerente do sistema. Quando aumenta o sinal, aumenta a SNR; quando diminui o sinal, diminui a SNR. Qualquer fator que afete a amplitude do sinal afeta a SNR. Os fatores capazes de afetar o SNR são: intensidade do campo magnético principal, densidade protônica da zona a examinar, dimensão do voxel, TR, TE, *flip angle*, número de excitações (NEX), largura de banda e tipo de bobine. Na **Tabela 2.1** reúnem-se informações sobre como é que estes fatores afetam o SNR e como é que podem ser otimizados de forma a aumentar o SNR [6], [20].

Tabela 2.1. Fatores de influência no parâmetro SNR.

Fator de influência	Como afeta o SNR	Como aumentar o SNR
intensidade de B_0	com intensidade B_0 mais elevada, mais prótons se alinham no sentido antiparalelo a B_0 , resultando numa magnetização transversal maior	a intensidade de B_0 não é um parâmetro alterável; em intensidades mais elevadas o SNR é maior; adoção de estratégias para potenciar o SNR em intensidades de B_0 mais baixas
densidade protónica	número de prótons na área a examinar determina a amplitude do sinal recebido	a densidade protónica é um parâmetro intrínseco dos tecidos; adoção de estratégias para potenciar o SNR em áreas de baixa densidade protónica
volume do voxel	voxels de maior volume contêm mais spins que contribuem para o sinal, resultando num SNR mais elevado	espessura de corte ↑ matriz da imagem com baixo número de pixéis (logo voxels maiores) FOV maior (volume de voxel maior)
TR, TE e flip angle	TR controla a disponibilidade de magnetização longitudinal para a próxima excitação de RF; TE controla a quantidade de magnetização transversal que pode ocorrer antes do registo do eco; flip angle controla a quantidade de magnetização transversal, que por sua vez induz o sinal;	TR longo (magnetização longitudinal mais disponível para sofrer excitação); TE curto (magnetização transversal mais disponível para sofrer refocalização); flip angle de 90° (amplitude de sinal máxima); utilização de sequências de pulso SE e FSE
NEX	NEX (<i>number of excitations</i>) refere-se ao número de vezes que são recolhidos dados com a mesma amplitude de codificação de fase, controlando a quantidade de dados que é armazenada em cada linha do espaço-K. Duplicando o NEX aumenta o SNR em 1,4 vezes.	para duplicar o SNR é necessário aumentar o NEX e o tempo de exame cerca de quatro vezes. Aumentar o tempo de exame aumenta a probabilidade de movimento do doente, o que pode resultar numa degradação da imagem. Aumentar o NEX não é necessariamente a melhor forma de aumentar o SNR.
largura de banda	redução da largura de banda resulta em menos ruído na amostra	aplicação de um filtro para as frequências com valores muito acima e muito abaixo das frequências do sinal
tipo de bobine	afeta a quantidade de sinal recebido	tamanho da bobine deve ser tal que permita que o volume a examinar fique na zona sensível da bobine; posicionamento da bobine no plano transversal a B_0 .

2.4.2. Razão Contraste-Ruído (CNR)

O fator CNR define-se como a diferença de SNR entre duas áreas adjacentes. É controlado pelos mesmos fatores que afetam o SNR. O CNR é um fator crítico na determinação da qualidade da imagem visto que está diretamente relacionado com a capacidade de distinção pelo olho humano entre áreas de baixo ou elevado sinal. Assim, as imagens devem apresentar um elevado CNR entre tecidos patológicos e tecidos saudáveis. O contraste de imagem depende de fatores intrínsecos (inerentes aos tecidos corporais) ou extrínsecos (parâmetros controláveis) que afetam também o CNR. De forma a aumentar o CNR entre patologia e estruturas normais pode recorrer-se a várias estratégias: ponderação de imagem em T2 (maior capacidade distintiva entre tumor e tecidos em redor, devido ao elevado sinal do tumor comparativamente aos tecidos); utilização de agentes de contraste (evidência das estruturas patológicas comparativamente a estruturas normais); utilização de sequências que causam supressão de certos tecidos anulando o seu sinal e evidenciando por isso outros tecidos; utilização de sequências que evidenciem fluxo [6], [20].

2.4.3. Resolução Espacial

A resolução espacial define-se como a capacidade de distinguir que dois pontos estão separados e são distintos, e é controlada pelo tamanho do voxel. Por sua vez, o tamanho do voxel é afetado pela espessura de corte, FOV (*Field of View*) e pela matriz (**Tabela 2.2**) [6], [20].

Tabela 2.2. Fatores de influência na resolução espacial.

Fator de influência	Como aumentar a resolução espacial
Espessura de corte	Reduzir a espessura de corte
FOV	O tamanho do FOV determina as dimensões do pixel. Para uma dada matriz, diminuir o FOV diminui as dimensões do pixel, aumentando a resolução espacial.
Matriz	A matriz determina o número de voxels no FOV. O aumento da matriz aumenta a resolução espacial.

3.4.4. Tempo de exame

O tempo de exame é o tempo que decorre para completar a aquisição de dados (preencher completamente o espaço-K). Os fatores que afetam o tempo de exame são: TR, quando duplicado, o tempo de exame também é duplicado; NEX, quando aumentado também aumenta o tempo de exame; número de linhas do espaço-K que necessitam de ser preenchidas para completar o exame, *i.e.*, número de codificações de fase, que, quando aumentado, aumenta o tempo de exame também aumenta [6].

Capítulo 3

Campos eletromagnéticos e efeitos biológicos em RM

O presente capítulo inicia-se com a apresentação da temática sobre campos eletromagnéticos (EM) e sua relação com os tecidos biológicos. Segue-se uma secção sobre campos de radiofrequência (RF) em RM e respetivos efeitos biológicos, assim como a apresentação das *guidelines* sobre exposição a campos de RF no contexto da RM.

3.1. Campos Eletromagnéticos e sua relação com tecidos biológicos

Atualmente, todos os seres humanos e restantes organismos vivos estão constantemente expostos a um ambiente eletromagnético, quer este ocorra com base em fontes naturais, como é exemplo o campo magnético do planeta Terra ou o Sol, quer seja derivado de produção e atividades humanas, como é exemplo a produção de eletricidade, rádio, televisão ou telemóveis. Os campos magnéticos podem ser fixos ou variantes dependentes da sua formação, *i.e.*, do fluxo contínuo de corrente elétrica ou do fornecimento alternado de corrente elétrica, respetivamente. Os campos magnéticos podem ser expressos em termos de densidade de fluxo, B , cuja unidade é denominada Tesla (T) sendo a medida adaptada pelos *standards* internacionais para a avaliação de exposição aos campos magnéticos. Em adição a estes campos magnéticos, os campos de RF estão largamente e cada vez mais presentes no dia a dia humano, quer nas comunicações móveis, equipamentos médicos ou dispositivos de identificação (RFID, do inglês, *Radiofrequency Identification Devices*) [1], [24], [25].

No contexto de dispositivos médicos, o método de obtenção de imagem por Ressonância Magnética baseia-se na utilização de três tipos diferentes de campos EM não ionizantes: um campo magnético principal de valor fixo, um campo magnético variável (ambos na gama de frequência dos kHz) e um pulso de RF (frequência na gama dos MHz). Tal equipamento médico tem comprovado excelência de utilização em vários cenários clínicos, tendo-se tornado, desde dos anos 80, um procedimento comum de diagnóstico. A ideia de que a RM é um procedimento seguro e sem efeitos secundários ficou cultivada no ambiente clínico. Contudo, a técnica de RM levanta várias questões interessantes quando se adota uma perspetiva de segurança e de prevenção, tanto num ponto de vista da física/engenharia, mas também a um nível biomédico/clínico, visto que está inerente, num só equipamento, a utilização de três tipos diferentes de campos EM, que interagem entre si e, além disso, interagem com o corpo humano. Adicionalmente, nos últimos anos tem-se assistido a uma evolução tecnológica que tem conduzido à possibilidade de utilização de equipamentos com intensidade de campo magnético mais elevada (*e.g.*, 3 T), impulsionando um incentivo ao estudo dos efeitos de exposição a tais energias [25], [26]. Cada um destes campos EM está associado a diferentes efeitos, alguns deles enumerados na **Tabela 3.1** [5].

Tabela 3.1. Componentes de RM e perigos associados.

Campo Magnético principal	efeito míssil efeitos de indução magnética
Gradientes de Campo Magnético	estimulação nervosa/muscular periférica
Sistema de Radiofrequência	aquecimento térmico efeitos não-térmicos queimaduras

Por forma a entender as interações dos campos EM com os tecidos biológicos é importante reter algumas ideias sobre as propriedades elétricas e magnéticas dos tecidos.

As propriedades elétricas dos tecidos biológicos são, em grande parte, determinadas pelas interações elétricas de moléculas polares e iões. Um material composto por dipolos moleculares neutros denomina-se dielétrico. Contudo, num tecido biológico existem catiões (iões de carga positiva) e aniões (iões de carga negativa) nos espaços intracelulares e extracelulares. Por esta razão, um tecido biológico é considerado um material dielétrico capaz de conduzir corrente elétrica. Este comportamento elétrico pode ser traduzido através de dois importantes parâmetros: a permissividade dielétrica (ϵ), relacionada com o comportamento dielétrico do material, e a condutividade (σ), que interage com o campo elétrico aplicado ao tecido. Estes dois parâmetros são os principais responsáveis pelo valor de corrente elétrica e atenuação eletromagnética derivadas dos tecidos biológicos. Nestes sistemas biológicos, tais parâmetros variam de forma não linear em função de valores de frequência. Além disso, se a frequência de um campo EM aplicado externamente variar, a forma de interação dos tecidos com esse campo varia também. Desta forma, a permissividade dielétrica e a condutividade são dependentes da frequência do campo EM aplicado (**Figura 3.1**).

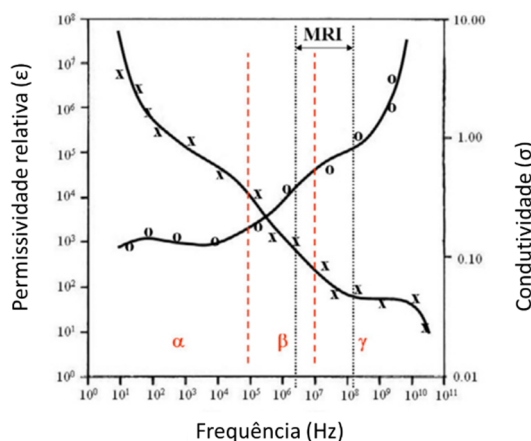


Figura 3.1. Gráfico ilustrativo da dependência dos parâmetros permissividade dielétrica (ϵ , linha com símbolo "X") e condutividade (σ , linha com símbolo "O") quanto à frequência. Em particular, a baixas frequências, os campos EM interagem a um nível celular ou multicelular; à medida que a frequência aumenta, as interações ocorrem nas membranas celulares e organelos intracelulares; seguidamente, ocorre interação molecular; a níveis de frequência característicos das micro-ondas, há apenas interação com as moléculas de água. Assim, a permissividade e condutividade apresentam três diferentes comportamentos (assinalados na Figura com tracejado vermelho e pelas letras α , β , γ). Está indicada a gama de frequências em que opera a RM. Adaptado de [27].

Os materiais que não podem ser permanentemente magnetizados são caracterizados por um parâmetro físico denominado suscetibilidade magnética (χ), que descreve o seu comportamento quando expostos a um campo magnético. Assim, os materiais podem ser classificados segundo a sua suscetibilidade magnética: materiais diamagnéticos ($-1 < \chi < 0$); materiais paramagnéticos ($0 < \chi < 0,01$) e materiais ferromagnéticos ($\chi > 0,01$). A maioria dos tecidos humanos possui um comportamento diamagnético ou fracamente paramagnético [27].

Neste contexto de campos EM existe uma outra distinção importante e que põe em evidência a distância à fonte de radiação EM. Quando a distância à fonte de radiação EM é maior do que o comprimento de onda da onda EM diz-se que estamos num caso de “*far-field region*”. Quando a distância à fonte de radiação EM é menor ou igual ao comprimento de onda da onda EM diz-se que estamos um caso de “*near-field region*”, onde os campos elétricos e magnéticos são separáveis, o que significa que o campo de uma fonte particular é principalmente elétrico ou é principalmente magnético. No caso de um exame de RM, o indivíduo fica na “*near-field region*”. Portanto, os efeitos biológicos são causados, sobretudo, pelo campo magnético, com contribuição desprezível do campo elétrico [27].

Refere Lucia *et al.*, num trabalho publicado em 2016, que ainda não foram propostas explicações físicas concretas sobre a interação dos campos EM utilizados em RM com os tecidos biológicos, nem tão-pouco verificações experimentais (as que existem são irreproduzíveis ou geram resultados contraditórios) [26]. O trabalho citado pretendeu dar uma nova perspetiva a esta problemática analisando, sob uma abordagem termodinâmica teórica, a interação entre os campos EM e as células, de forma a realçar as interações físicas entre estes dois intervenientes. À parte de pormenores complexos de reações e equações termodinâmicas, pretende-se retirar algumas afirmações e conclusões deste trabalho que provam a existência e as consequências da interação em causa.

É referido por Lucia *et al.* que as ondas eletromagnéticas interagem com os iões presentes nas membranas celulares, polarizando ou alterando o seu campo elétrico, ou seja, interagem com os constituintes celulares presentes na membrana e no seu redor. Refere-se ainda, que todas as funções num sistema celular são controladas por campos elétricos transmembranares endógenos e por correntes elétricas intracelulares devido às diferenças de tensão no citoplasma (por sua vez criadas pela diferente concentração de iões móveis). As oscilações iónicas intracelulares espontâneas encontram-se na gama dos 0-300 Hz; qualquer alteração neste campo EM endógeno ou nas correntes elétricas relacionadas vai afetar as funções e comportamento celulares. Em secção de discussão e conclusões do estudo de Lucia *et al.* reitera-se a capacidade das ondas eletromagnéticas na indução de campos elétricos (Lei da Indução de Faraday [28]); variações nestes campos elétricos podem modificar a tensão ou induzir outros efeitos (benéficos, prejudiciais ou não visíveis) nas membranas celulares. Os resultados teóricos apresentados neste trabalho, tendo por base a abordagem termodinâmica, sugerem que estes efeitos são maiores em valores elevados de intensidade de campo magnético (*i.e.*, inclusive na gama de 1-7 T utilizada atualmente em equipamentos de RM) e em frequências baixas. Conclui-se que realmente deve haver um

compromisso entre o desejado aumento em resolução espacial de imagem (dado por intensidade de campo magnético mais elevada) e os potenciais efeitos nas membranas celulares.

Para além de uma visão ao nível celular, também se investigam os efeitos das interações entre campos EM e tecidos a um nível genético; Vijayalaxmi *et al.* faz uma revisão das investigações concretizadas neste contexto, referindo também os tópicos a esclarecer ou incertezas no conhecimento, demonstrando que existe realmente trabalho futuro pela frente [25].

3.2. Campos de Radiofrequência em RM e seus efeitos biológicos

A interação dos campos de RF com o corpo humano é considerada um dos principais riscos de segurança durante o exame de RM [29]. Durante um exame de RM, o indivíduo é exposto a radiação de RF na gama dos 10-400 MHz. Nesta gama, as ondas EM não têm energia suficiente para causar alterações a nível atómico nem induzir alterações irreversíveis nos sistemas vivos; porém, podem atuar por aquecimento direto. Numa outra perspetiva, a gama de RF utilizada em RM tem uma frequência tal que torna as dimensões do corpo humano comparáveis ou mesmo maiores que o comprimento de onda correspondente. A exposição às RF é mais preocupante para os doentes, visto que, fora da sala de exame, os níveis de RF são bastante baixos, não sendo preocupantes para os técnicos do serviço. Os efeitos biológicos causados pela energia de RF podem ser classificados como térmicos ou não térmicos [5].

O mecanismo de atuação dos efeitos não térmicos, onde se dá interação direta entre os campos EM e os tecidos, é ainda pouco compreendido e não existe evidência científica conclusiva que aponte para efeitos deletérios na saúde. Contudo, estudos *in vitro*, *in vivo* e epidemiológicos demonstram que ocorrem efeitos biológicos prejudiciais significativos derivados da exposição a RF por efeito não térmico, exemplificando-se os efeitos no material genético de células do sangue denominadas linfócitos [5], [27].

Os efeitos térmicos são caracterizados pelo aquecimento tecidual derivado da absorção direta de energia dos campos EM e ainda por correntes induzidas. Estes efeitos constituem o principal foco de atenção dos documentos de segurança e prevenção elaborados por várias entidades que regulam a boas práticas de utilização. Portanto, o aumento de temperatura dos tecidos biológicos deve-se à absorção direta de energia de RF. A distribuição de energia no corpo é altamente não uniforme e depende da frequência da radiação EM aplicada. Na gama entre 20-300 MHz, ocorre elevada absorção em todo o corpo, chegando a valores mais elevados se se considerar zonas parciais [27].

O aquecimento local excessivo pode ser especialmente perigoso na presença de materiais condutores implantados, levando, em último caso, a queimaduras [29]. Apesar de danos térmicos no contexto de RM serem incomuns, foram reportados 419 casos nos Estados Unidos entre 2000 e 2010. As queimaduras são difíceis de prever e podem resultar em situações de risco e difícil tratamento. A maioria dos casos reportados aconteceu em exames rotineiros de RM com utilização de sequências típicas [30]. Num outro estudo, que analisou dados relativos ao Reino Unido, afirma-

se que os casos mais frequentemente reportados de acidentes em RM são as queimaduras originadas por exposição às RF [31]. Objetos simples podem ser causadores de problemas quando colocados num ambiente de RM, havendo possibilidade de resultar em queimaduras, como ocorrido no caso de estudo reportado por Jacob *et al.*, em que averiguou a presença de partículas metálicas no código de barras presente na pulseira de identificação hospitalar [32]. Ainda nesta temática, um exemplo extremo das consequências de uma queimadura grave decorrente de um exame de RM é referido por Haik *et. al* [33]. Uma doente de cinco anos foi sujeita a um exame de RM sob efeito de anestesia; após realização do mesmo, foi diagnosticada uma queimadura de quarto grau no antebraço e pulso. Um oxímetro de pulso não compatível com RM e correspondente exposição dos cabos conectados ao mesmo foram os principais suspeitos na origem desta queimadura, que levou à amputação da mão e antebraço após várias tentativas de recuperação e tratamento sem sucesso. O caso relatado descreve uma situação extrema e pouco comum, mas justifica a necessidade de procedimentos de verificação antes da realização do exame e consciencialização por parte dos profissionais da possibilidade de ocorrência destes eventos.

A capacidade de deposição local de energia num tecido é proporcional à condutividade desse tecido e é ainda proporcional ao quadrado do campo elétrico local produzido pelo sistema de transmissão de RF. O campo elétrico aumenta quase linearmente com o aumento da intensidade do campo magnético. A duplicação da intensidade de campo magnético, *e.g.*, de 1,5 T para 3 T, resulta num aumento de quatro vezes da deposição de RF, numa dada sequência de aquisição, se os restantes parâmetros se mantiverem inalterados [2], [30].

Existem vários mecanismos conhecidos que podem causar danos térmicos. No contexto das RF podem acontecer três cenários: contacto direto da pele com as bobines transmissoras ou recetoras, resultando numa queimadura direta; indução EM de corrente elétrica em materiais condutores, tendo como fonte as oscilações do campo de RF, produzindo calor em excesso; efeito de ressonância acidental em dispositivos/cabos, *e.g.*, os cabos pertencentes a dispositivos ligados ao doente comportam-se como uma antena de RF, ocorrendo o efeito de ressonância no valor de frequência da energia de RF transmitida [30], [32].

As respostas termofisiológicas relacionadas com o aquecimento induzido por RF em contexto de RM dependem de vários fatores, nomeadamente fisiológicos, físicos e ambientais. Esses fatores são, por exemplo, o tempo de exposição à RF, a taxa à qual a energia é depositada, as características do sistema termorregulador do indivíduo, a presença de uma condição patológica e o meio ambiente [2].

No que diz respeito ao sistema termorregulador, o corpo humano é capaz de perder calor de diversas formas, mantendo a homeostasia. Esta capacidade pode ficar comprometida em situações de hipertensão, doença cardiovascular, diabetes, febre, idade avançada, obesidade e toma de alguns medicamentos, afetando a manutenção adequada da temperatura corporal [2]. Especial atenção em indivíduos com desordens termorreguladoras, crianças, neonatos e condições de gravidez, visto que a capacidade de perda de calor no embrião/feto é menos eficiente [28], [34]. Para além disso, existem certos tecidos particularmente sensíveis ao calor, como o hipotálamo, o cristalino ou os testículos, que apresentam maior risco de dano térmico [5], [28].

3.3. Guidelines sobre exposição a campos de RF no contexto da RM

Na pesquisa bibliográfica efetuada, verificou-se a vasta documentação existente sobre normas de segurança e prevenção de situações adversas no contexto da RM. Nesta temática, existe um conceito importante no que toca ao modo de operação no exame de RM, existindo três tipos. O modo de operação Normal inclui exames de RM habituais. O modo de operação Controlado refere-se a exames de RM específicos onde podem ocorrer efeitos adversos ou algum desconforto e, como tal, o exame deve ter supervisão médica. Por último, o modo de operação Restrito inclui procedimentos experimentais de RM, a níveis fora da gama do modo de operação Controlado, onde são necessárias aprovações éticas por forma a avaliar potenciais riscos [28].

A principal razão para limitar a exposição às RF no contexto da RM é prevenir a elevação da temperatura da pele, do corpo (internamente) ou em zonas limitadas (criando um “hotspot”) [28]. Várias organizações internacionais têm desenvolvido documentos que visam reunir normas e boas práticas de segurança no contexto da exposição a campos eletromagnéticos produzidos por atividades humanas, quer em casos de exposição ocupacional, quer no público em geral [25]. A presente revisão bibliográfica limitar-se-á à temática dos campos de RF no contexto da RM.

A um nível internacional, esta temática é regulada pela Comissão Internacional de Proteção Contra Radiações não Ionizantes (ICNIRP, do inglês, *International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection*) [5]. Um dos documentos publicados pela ICNIRP faz uma revisão exaustiva sobre a exposição a campos EM na gama de frequências 100 kHz a 300 GHz (onde se incluem as frequências de RF usadas em RM), passando por temáticas como dosimetria, estudos experimentais sobre os efeitos biológicos de exposição às RF e epidemiologia dos efeitos na saúde derivados da exposição às RF [24].

Em 2004 a ICNIRP publicou um documento que visava fornecer informação sobre os níveis de exposição e efeitos na saúde derivados da exposição a campos magnéticos e de RF associados à RM, assim como sugerir medidas de prevenção para minimizar os riscos para o doente, voluntários e pessoal técnico [28]. No que diz respeito às RF, refere-se que energias acima de 10 MHz depositadas no corpo humano durante o exame de RM vão ser convertidas em calor que será distribuído extensamente através da corrente sanguínea. São explanados diferentes tópicos: respostas fisiológicas de adultos saudáveis, possíveis complicações resultantes de condições de doença ou medicação, exposição durante a infância e aquecimento localizado. No final do documento são dadas recomendações quantitativas sobre restrições do aumento da temperatura corporal, quer a nível de corpo inteiro, quer em volumes localizados (**Tabela 3.2**).

Tabela 3.2. Recomendações ICNIRP (2004): restrições do aumento de temperatura corporal, a nível de corpo inteiro e volumes localizados. Adaptado de [28].

Modo de Operação	Aumento de temperatura corporal interna (°C)	Limites de temperatura localizados (°C)		
		Cabeça	Tronco	Extremidades
Normal	0,5	38	39	40
Controlado	1	38	39	40
Restrito	>1	>38	>39	>40

No ano de 2009, a ICNIRP publicou um documento com algumas reformulações ao documento de 2004 anteriormente referenciado [35]. Tais alterações focam-se na utilização de equipamentos de campo magnético principal acima de 7 T, não sendo referidas alterações na temática das RF.

Uma outra *guideline* aceite na temática da segurança básica em RM é a publicação da IEC (Comissão Eletrotécnica Internacional, do inglês, *International Electrotechnical Commission*) designada 60601-2-33, recentemente atualizada em junho de 2015. Infelizmente este documento não está acessível *online* de forma gratuita, pelo que não é possível a sua análise mais detalhada. É referido por Kraff *et al.* [29] que o documento da IEC contempla informação e orientação acerca dos sistemas de RM de 7 T, abrindo portas para a introdução na prática clínica da próxima geração de equipamentos. Num documento de pré-visualização disponibilizado pela IEC no seu *website* [36] é possível perceber, pelo conteúdo do índice, que existem tabelas e capítulos dedicados à proteção contra o aumento excessivo de temperatura [37].

A publicação de 2015 da MHRA (*Medicines and Healthcare products Regulatory Agency*), agência pertencente ao governo do Reino Unido, apoia as suas diretivas nas recomendações da ICNIRP e IEC, em particular, no contexto de limitação do aumento de temperatura. Neste documento da MHRA afirma-se que a norma ICNIRP de 2004 e norma IEC de 2010 são coincidentes quanto aos limites recomendados. Assim, não estando em posse na norma IEC de 2015, pode concluir-se que a norma IEC de 2010 apresenta limites iguais à norma ICNIRP de 2004, apresentada na **Tabela 3.2** [38]. Mesmo assim, seria interessante consultar a norma IEC do ano de 2015 para averiguar possíveis alterações.

Algumas recomendações são enumeradas por Kraff *et al.* no que diz respeito a uma preparação prévia e adequada do doente aquando a realização de um exame de RM. Referem-se medidas como: remoção de objetos metálicos que estejam em contacto com a pele do indivíduo a examinar (*e.g.*, joias, adesivos de entrega de fármacos com componentes metálicos); utilização de material isolante de 1 cm ou mais para prevenir contacto pele com pele (a título justificativo desta recomendação, refere-se o artigo de Eising *et al.*, onde se reporta um caso de queimadura ligeira devido a contacto entre a pele da mão direita e a pele da zona pélvica lateral direita durante o exame [39]); permitir apenas a entrada de equipamentos, materiais, dispositivos (elétrodos, máquinas de monitorização e seus constituintes, *e.g.*, cabos de eletrocardiografia) que tenham sido testados em ambiente de RM e determinados como seguros para RM [29].

Capítulo 4

O parâmetro SAR

4.1. Conceito

Visto que é difícil medir mudanças de temperatura nos diferentes órgãos do corpo humano durante um procedimento de RM, a exposição às RF é caracterizada pela Taxa de Absorção Específica (SAR, do inglês, *Specific Absorption Rate*) [28]. Assim, a SAR é o termo dosimétrico que descreve a absorção de energia de RF e é normalmente medida em Watts por Quilograma (W/Kg). A SAR define a quantidade de energia absorvida por unidade de massa de tecido, quando há exposição a um campo EM na gama das RF, representando uma forma conveniente de controlar possíveis aumentos de temperatura [1], [27], [40]. Se considerarmos: σ a condutividade elétrica de um dado meio condutor uniforme, E o campo elétrico induzido e ρ a densidade tecidual, a SAR pode ser calculada tomando a seguinte relação [5]:

$$SAR = \frac{\sigma \cdot |E|^2}{2 \cdot \rho} [W/Kg]$$

No caso do ser humano, a medição e estimativa deste parâmetro não é trivial porque, durante o exame RM, o valor SAR está influenciado por diferentes variáveis: frequência da onda de RF, tipo de pulso de RF, tempo de repetição, configuração da zona anatómica em análise, intensidade do campo magnético principal e *flip angle*. [10], [27].

Por outro lado, de forma a assegurar a segurança do paciente, é importante controlar não apenas o valor SAR para o corpo inteiro, mas também considerar SAR localizadas (e.g., cabeça, tronco, extremidades) [28], [41]. Podem acontecer situações em que o valor SAR de corpo inteiro está dentro dos limites de segurança recomendados e, contudo, volumes localizados (os já referenciados “*hotspots*”) ultrapassem os limites [40]. Enquanto que o valor de SAR para corpo inteiro é rotineiramente controlado, com medições da potência entregue à bobine de transmissão (e estimativas da energia entregue no sujeito), a SAR local é mais difícil de monitorizar, sendo que a sua computação específica para um sujeito não é possível atualmente. Como resultado, a determinação *in vivo* da SAR localizada é atualmente baseada em simulações, onde as bobines são estudadas perante modelos do corpo humano pré-segmentados. O paciente sujeito a exame pode ter diferente geometria anatómica comparativamente aos modelos utilizados, o que pode resultar numa estimação imprecisa da distribuição corporal da SAR local [41].

À medida que a intensidade do campo magnético aumenta, as técnicas para estimar e controlar o valor de SAR tornam-se mais importantes no que diz respeito à segurança do indivíduo que se submete a exame. A estimativa do valor SAR requer conhecimento de dois parâmetros: o campo elétrico em cada ponto do interior do indivíduo e a condutividade tecidual, ambos variáveis. A maioria dos equipamentos de RM fornece uma estimativa da SAR, utilizando a energia total de RF

transmitida por unidade de tempo, o peso do doente e os dados sobre a cobertura anatômica da bobine de transmissão, facultando um valor de SAR médio e global [30].

Contudo, a indução do aumento da temperatura está fortemente relacionada com a termorregulação e a perfusão sanguínea, e não diretamente relacionada com o valor SAR por si só. É a combinação entre o tempo de exposição e a indução do aumento de temperatura que leva ao *stress* térmico e dano tecidual. Atualmente, discutem-se novos conceitos no que diz respeito à utilização de parâmetros alternativos, como a dose térmica, capazes de fornecer indicações sobre o aumento de temperatura. Contudo, a impossibilidade de monitorizar a temperatura em tempo real dita a necessidade de estimação da SAR como meio de apoio à prevenção e segurança em procedimentos de RM [29]. Assim, a SAR é tipicamente utilizada como parâmetro para avaliar a segurança em RM relacionada com os campos de RF pela inerente dificuldade em medir temperaturas corporais (além do mais, internas) durante o exame. Porém, deve ficar clarificado que a temperatura está mais diretamente relacionada com os efeitos adversos provocados pelas RF do que propriamente o fator SAR. Em última instância, é a variação de temperatura ao longo do tempo que determina a segurança do sujeito no exame de RM. Os diferentes tecidos reagem de forma diferente às variações de temperatura; por sua vez, em diferentes tecidos existem diferentes relações com a SAR. Isto demonstra a necessidade de desenvolver métodos de avaliação de temperatura que traduzam melhor o mecanismo real dentro do corpo humano. A título exemplificativo, Carluccio *et al.* sugerem um novo método para estimativa da temperatura, que se apoia numa equação linear que traduz o calor biológico e no conhecimento e caracterização da resposta biológica a um breve período de aumento de temperatura [42].

4.2. Guidelines sobre os valores da SAR

Anteriormente nesta revisão referenciou-se o documento publicado pela ICNIRP, onde se analisaram as *guidelines* referentes à exposição às RF. Dada a relação de dependência da SAR para com as RF, também nesse documento estão referidas as recomendações em contexto da SAR. A **Tabela 4.1** elaborada pela ICNIRP teve como base estudos experimentais relativos ao aumento de temperatura e ainda estudos teóricos de simulação. Os valores sumariados na **Tabela 4.1** devem ser concordantes com as recomendações da **Tabela 3.2**, ou seja, ambas são válidas e não substituíveis [28].

Também o documento já referenciado publicado pela IEC contempla informação sobre os limites de SAR [37]. Utilizando como referência o artigo de Hartwig [5], podemos retirar, indiretamente, informação sobre a norma 60601-2-33 da IEC na versão de 2010. Refere-se que, à semelhança da ICNIRP, a IEC também define três níveis de modos de operação denominados normal (nenhum parâmetro é passível de causar *stress* fisiológico ao doente), primeiro nível de controlo (necessidade de supervisão médica, pois pode ocorrer algum desconforto) e segundo nível de controlo (podem existir riscos significativos para o doente, havendo necessidade de aprovação ética). Também a agência MHRA (2015) publica os limites da norma IEC do ano 2010 no seu

documento. Reunido o conjunto da informação, foi possível elaborar, indiretamente, a Tabela da IEC 2010 no que diz respeito aos limites SAR (**Tabela 4.2**). Contudo, reitera-se que seria interessante aceder à recomendação IEC de 2015 para averiguar possíveis alterações.

Tabela 4.1. Recomendação ICNIRP (2004): níveis de SAR válidos para diferentes modos de operação em temperaturas ambiente abaixo de 24°C. Adaptado de [28].

Região corporal → Modo de operação ↓	Tempo médio: 6 min.					
	SAR corpo inteiro (W/Kg)	SAR parcial (W/Kg)		SAR local (W/Kg) (por 10g tecido, em média)		
	Corpo inteiro	Qualquer uma	Cabeça	Cabeça	Tronco	Extremidades
Normal	2	2–10 ^a	3	10 ^b	10	20
Controlado	4	4–10 ^a	3	10 ^b	10	20
Restrito	>4	> (4–10) ^a	>3	10 ^b	>10	>20
SAR num tempo curto	Num período de 10 s, o limite da SAR não deve exceder num valor 3 vezes superior ao limite de SAR médio correspondente.					

Tabela 4.2. Níveis de SAR recomendados no documento IEC 60601-2-33 (2010). Informação recolhida em [5], [38].

Região corporal → Modo de operação ↓	Tempo médio: 6 min.					
	SAR corpo inteiro (W/Kg)	SAR parcial (W/Kg)		SAR local (W/Kg) (por 10g tecido, em média)		
	Corpo inteiro	Qualquer uma	Cabeça	Cabeça	Tronco	Extremidades
Normal	2	2–10 ^a	3,2	10 ^b	10	20
1º nível de controlo	4	4–10 ^a	3,2	20 ^b	20	40
2º nível de controlo	>4	> (4–10) ^a	>3,2	>20 ^b	>20	>40

^a Os valores de SAR parcial são escalados dinamicamente com a razão r entre a massa exposta e a massa total do doente: modo de operação Normal, $SAR = (10-8 \cdot r)$ W/Kg; modo de operação Controlado, $SAR = (10-6 \cdot r)$ W/Kg. A massa corporal exposta e os níveis de SAR são calculados pelo sistema de monitorização implementado no equipamento de RM, para cada sequência, e comparados com os limites de SAR.

^b Se for utilizada uma pequena bobine de transmissão de RF que esteja localizada na zona ocular, devem ser tomados cuidados extra para assegurar que o aumento de temperatura é limitado a 1°C.

Nos Estados Unidos, a FDA (do inglês, *Food and Drug Administration*), órgão governamental regulador de áreas como alimentação, medicamentos e equipamentos médicos, publicou em 2014 um documento onde descreve recomendações acerca dos níveis de SAR em exames de RM, que estão sumariados na **Tabela 4.3** [43].

Tabela 4.3. Limites dos níveis de SAR dados como fator de risco pela FDA (2014). Adaptado de [43].

Local	Dose	Tempo (min) igual ou maior que:	SAR (W/kg)
corpo inteiro	média	15	>4
cabeça	média	10	>3,2

4.3. Métodos de determinação da SAR

O termo “dosimetria” é vastamente aplicado no contexto de modalidades imagiológicas como a Tomografia Computorizada ou Medicina Nuclear, pela inerente utilização de energias ionizantes, havendo interesse na medição da dose absorvida. O termo tem surgido no contexto da RM, numa perspectiva de quantificação das interações dos campos EM com os tecidos biológicos. Neste capítulo, pretende-se expor algumas das estratégias e métodos atuais para a determinação dosimétrica da SAR. Para tal, considerou-se informação referente ao trabalho de revisão de Hartwing, publicado em 2015, que reúne informação pertinente e suficiente sobre o presente subcapítulo [5].

A SAR pode ser avaliada utilizando dosimetria teórica, onde se incluem os métodos analíticos e numéricos, ou experimental, baseada na medição direta de parâmetros relacionados com a SAR, como o aumento da temperatura ou campo elétrico induzido, onde se utilizam tecidos de origem animal ou modelos humanos.

4.3.1. Dosimetria teórica: métodos analíticos e numéricos

Os métodos analíticos de determinação da SAR, sugeridos no ano de 1985, utilizam uma representação geométrica do corpo humano baseada em cilindros homogêneos. Esta simplificação permitia estimar a SAR de corpo inteiro ou parcial para uma sequência específica de pulsos. Porém, estes métodos já não são utilizados na atualidade, visto que não consideram a geometria complexa do corpo humano e não permitem a estimativa de SAR a um nível localizado (*hotspots*).

Por outro lado, os métodos numéricos têm sido foco de trabalhos recentes, concentrando-se em quantificar as interações entre os campos de RF e o corpo humano eletricamente não homogêneo, em termos de distribuição espacial dos campos elétricos internos, corrente e SAR. Estes métodos apoiam-se na utilização de modelos matemáticos do corpo humano, sendo necessários *hardware* e *software* computacional de performance um tanto ao quanto elevada.

Os métodos numéricos mais utilizados para estimativa da SAR são: método FEM (*Finite Element method*), método MoM (*Methods of Moments*) e método FDTD (*Finite Difference Time Domain method*). Sem entrar em pormenores matemáticos, pretende-se referir cada um destes métodos no contexto de utilização em RM, realçando as suas principais vantagens e desvantagens.

O método FEM envolve três etapas: primeiro planeia-se uma modelação geométrica do problema real, num ambiente CAD (*Computer Aided Design*); depois, determina-se o sistema de equações que modela o problema; finalmente especificam-se, as propriedades dos materiais e do sinal de excitação. O método FEM possui uma excelente capacidade de modelação geométrica, sendo possível estudar modelos a uma resolução milimétrica. Contudo, é necessária uma modelação geométrica de todo o sistema computacional, o que pode resultar em matrizes de grande dimensão. Assim, não é o método mais utilizado no contexto de SAR em RM.

O método MoM simplifica o problema utilizando um sistema de equações linear. Ao contrário do método FEM, apenas é necessária modelação geométrica da amostra (indivíduo) e da bobine de

transmissão. Possui uma boa capacidade de estudo em problemas que envolvem fontes perfeitamente condutoras (*e.g.*, bobines) e meios homogêneos. Exigem-se requisitos elevados de memória computacional. À semelhança do método FEM, não se considera adequado para estudos em tecidos biológicos.

O método FDTD é o mais utilizado em simulações visando os campos EM, inclusive em RM, visto que pode implementar-se em modelos realísticos do corpo humano de alta resolução. A sua implementação é simples, de alta eficiência, não requerendo resolução de matrizes de equações. A utilização de modelos realísticos possibilita: a avaliação da presença de *hotspots* na zona onde se encontram implantes; a otimização de sequências de aquisição em equipamentos com campo magnético de elevada intensidade; avaliação de novas bobines de RF. É um método de simulação que tem sido vastamente implementado em estudos de RM.

Estes métodos constituem simulações eletromagnéticas num contexto numérico; para resolução de problemas concretos, são necessários modelos numéricos, tanto das bobines de RF, como do corpo humano. A construção de um modelo eletromagnético de uma bobine de transmissão é relativamente simples, porque as suas dimensões e propriedades eletromagnéticas (*e.g.*, permissividade, condutividade) são conhecidas. A construção de modelos eletromagnéticos do corpo humano é mais complexa, visto que envolve uma diversidade de tecidos, com formas e propriedades diversas e individuais. Geralmente, a construção destes modelos apoia-se em imagens tomográficas, adquiridas por RM ou Tomografia Computorizada, permitindo uma posterior segmentação e interpolação, criando um modelo tridimensional. Vários modelos estão comercialmente disponíveis, podendo ainda ser providenciados pelos vendedores de *software*.

4.3.2. Dosimetria experimental: método baseado em mapeamento do campo de RF, método calorimétrico, termometria por RM

O método experimental de determinação de SAR (neste caso, *in vivo*) baseado no mapeamento da distribuição do campo de RF num indivíduo é um tópico um tanto ao quanto controverso. De facto, nem todas as componentes do campo são conhecidas, tornando-se errado generalizar apenas a componente de transmissão para avaliar a SAR. Alguns métodos de mapeamento do campo de RF têm sido sugeridos; porém, ainda é um trabalho em progresso.

O método calorimétrico é o mais utilizado para avaliar a SAR no contexto experimental, apoiando-se na medição do aumento da temperatura devido à deposição de energia de RF num sujeito ou objeto de teste, utilizando sensores de temperatura em uma ou mais localizações. A SAR é estimada tendo como base as variações de temperatura através de uma equação que traduz o calor biológico. A medição *in vivo* depende de parâmetros de atividade metabólica, perfusão sanguínea e condução térmica, que são difíceis de obter. A medição utilizando objetos de teste que simulam propriedades tecidulares é mais simples, havendo uma determinação direta da SAR a partir das variações de temperatura. Porém, com este método não é possível obter um mapa de distribuição dos valores de SAR.

A termometria por RM possibilita a monitorização não invasiva da temperatura, baseando-se em parâmetros que refletem a temperatura, como a frequência de ressonância protónica, o coeficiente de difusão, tempos de relaxamento T2 e T1, densidade protónica e agentes de contraste sensíveis à temperatura. A distribuição de temperatura é utilizada diretamente para visualizar a distribuição espacial da SAR.

4.4. Fabricantes de equipamentos e o cálculo do valor de SAR

A maioria dos sistemas comerciais de RM consegue fornecer uma estimativa do valor SAR utilizando a energia de RF total transmitida por unidade de tempo, o peso do indivíduo e dados sobre a bobine de transmissão de RF, obtendo o valor de SAR de corpo inteiro [30]. Mais concretamente, o cálculo da SAR é baseado no conhecimento da energia depositada por um pulso de “RF *standard*” derivado empiricamente. Este pulso de RF *standard* é definido como um pulso retangular com um *flip angle* de 180° e duração de 1 milissegundo. A SAR fica dependente da massa do indivíduo (inserida pelo operador antes do começo do exame), do campo magnético principal e da bobine utilizada [5]. A computação contínua deste valor assegura que o mesmo fica dentro dos limites regulados. Em sistemas modernos de RM, o utilizador é imediatamente notificado se o valor de SAR exceder os limites regulamentados, permitindo uma correção de parâmetros da sequência de RM (*e.g.*, tempo de repetição) de forma a regularizar a situação [5], [30].

No documento publicado pela ICNIRP em 2004 [28] é referido que os utilizadores de equipamento de RM não têm, habitualmente, recursos ou formas de determinar a deposição de energia no corpo do indivíduo. Tal informação deve ser fornecida pelo fabricante do equipamento e é recomendado que o utilizador requirite dados detalhados à mesma entidade. Refere-se ainda que, em casos de procedimentos de RM em modo de operação controlada, a monitorização em tempo-real da temperatura deve ser realizada em doentes de risco, sendo que em modo de operação experimental deve ser sempre efetuada.

O *standard* publicado pela NEMA (*National Electrical Manufacturers Association*) em 2008 [44] descreve dois procedimentos de medição de SAR a nível de corpo inteiro, que podem ser utilizados pelos fabricantes para determinar especificações de performance do sistema: o método pulso-energia e o método calorimétrico. A NEMA refere a SAR como uma variável capaz de determinar a possibilidade de um certo doente desenvolver fenómenos de aquecimento. Porém, a NEMA diz expressamente que este documento *standard* não tem como objetivo fazer associações entre a SAR e a temperatura corporal. Em particular, no método pulso-energia, a absorção total de energia é calculada através da subtração entre a energia entregue ao alvo (objeto de teste ou indivíduo) e a energia refletida e energia perdida na bobine. No método calorimétrico é utilizando um objeto de teste e é medido o aumento de temperatura corporal ao longo de um certo período de tempo. Após medições e cálculos intermédios, em ambos os métodos, a massa do objeto/indivíduo é uma variável considerada no cálculo final da SAR. As determinações de SAR localizada não são abordadas neste documento, referindo-se que a sua medição direta é difícil em doentes vivos [44], [45].

Wang *et al.* refere que o cálculo de SAR parcial é estimado por uma fórmula que contempla a razão entre a massa corporal parcial exposta e a massa corporal total. Este método de ajuste de curva é tipicamente utilizado nos sistemas de RM clínicos para cálculo da SAR, recorrendo à introdução da massa corporal do doente e altura [45].

Hebrank refere que existem duas abordagens para a implementação real de controlo de SAR. A primeira refere que o sistema de RM utiliza um valor fixo e limitativo de energia de RF para uma configuração específica da transmissão de RF; assim, os valores do campo de RF devem ser baseados no “pior caso possível” de estimação da SAR; este método pode ter ou não em conta o posicionamento específico do sujeito no scanner de RM. Na segunda abordagem, o controlo da SAR é realizado por cálculo de valores de SAR individualizados para uma dada energia de RF, considerando a posição do indivíduo, a energia real depositada no sujeito e propriedades corporais específicas como a altura, massa, idade, sexo, entre outros [46].

A responsabilidade de implementação das *guidelines* referentes ao controlo de temperatura (**Capítulo 3.3**) e limites de SAR (**Capítulo 4.2**) tem recaído sob os fabricantes dos equipamentos. O problema prende-se com o facto de a SAR depender do sujeito em exame e do próprio equipamento. Assim, para que os fabricantes consigam praticar os limites de SAR recomendados nos seus equipamentos, têm que assumir, para fins de cálculo de SAR, um modelo dos tecidos corporais humanos. Porém, Bottomley refere que é desconhecida (ou os fabricantes não referem) a quantidade exata de energia que o equipamento deposita, e questiona a precisão das determinações de SAR reportadas pelo equipamento [47]. A propósito dessa suspeita, Stralka e Bottomley desenvolveram um protótipo de dosímetro de RF, que possibilitaria a medição independente da SAR durante o exame [48]. Menciona-se que as medições implementadas nos equipamentos apoiam-se em parâmetros fixos e pré-determinados ainda numa fase de fabrico, que caracterizam cada tipo de bobine, adicionando outros fatores para ter em conta as variações de campo. Estes valores determinados pelo *scanner* de RM são utilizados para limitar os parâmetros relativos às sequências de pulsos; tais valores de SAR são normalmente acessíveis pelo operador. Derivado de uma simples experimentação dos referidos autores, averiguou-se que os valores de SAR reportados pelo equipamento eram deveras mais elevados comparativamente a valores de SAR calculados pela evolução de temperatura medida (onde se utilizaram objetos de teste e sensores de fibra ótica); esta divergência levou os investigadores a questionar que cenários de segurança ou modelos estariam a ser considerados para cálculos de SAR implementados no *scanner* [47]. A falta de confiança por parte dos investigadores relativamente ao valor de SAR reportado pelo equipamento impulsionou a construção do referido protótipo de RF, que seria um método alternativo ao cálculo de SAR dependente do fabricante. Após a criação deste primeiro protótipo reportado numa publicação de 2007, anos depois, em 2012, surgia a continuação deste projeto [49]. Reporta-se o mesmo cenário de incerteza quanto aos métodos aplicados pelos fabricantes e estimativas de SAR. De facto, as experimentações efetuadas revelaram que os *scanners* sobrestimavam os valores de SAR comparativamente aos valores reportados pelo dosímetro, podendo chegar a diferenças de 120% (aumento superior ao dobro).

Numa candidatura de patente, efetuada pelo fabricante Siemens em março do ano de 2016, descreve-se um método de estimação da SAR personalizado ao paciente. O método sugere uma otimização da estimativa da SAR através da aquisição de imagem de RM enquanto a cama de exame se move para dentro do equipamento, adquirindo dados de RM multidimensionais e em vários cortes da região anatômica de interesse; tais dados são processados com o objetivo de obter um modelo tridimensional correspondente à geometria corporal do paciente; depois, a estimativa da SAR tem em conta tal modelo personalizado. No citado documento, a SAR é definida como a taxa à qual a energia de RF é absorvida pelo corpo do sujeito durante o exame, e cuja estimativa é baseada em fatores como o protocolo de imagem, a região anatômica de interesse e estrutura corporal. Mais se enumera no que respeita à estimativa da SAR, referindo-se que é geralmente baseada em modelos humanos de simulação e num conjunto de parâmetros como a altura, idade, massa corporal e género. Quanto ao método proposto, a descrição detalhada refere: uma primeira estimativa da SAR é efetuada com o modelo *default* do equipamento (tendo em conta idade, género, altura e massa), procedendo-se à sua atualização com os dados do modelo personalizado do sujeito; o presente método utiliza uma SqP com SAR muito baixa, desenhada para produzir uma SAR abaixo de um pico recomendado para a região anatômica; a região anatômica de interesse deve estar alinhada com o isocentro do *scanner*; o modelo personalizado gerado tem em conta outros equipamentos como bobines de aquisição, elétrodos de eletrocardiograma, entre outros; o modelo personalizado serve de base à identificação de uma ou mais propriedades dos tecidos da região anatômica de interesse [50].

Aparentemente, os fabricantes parecem adotar uma posição de prevenção ou apoiam-se no pior cenário possível. Verifica-se uma escassez de informação relativamente aos métodos de estimativa de SAR implementados pelos fabricantes, situação esta comprovada por afirmações dos trabalhos anteriormente citados e pesquisa bibliográfica efetuada pela autora. Todavia, a inexistência de uma alternativa de medição torna os valores de SAR reportados pelo equipamento o único método de averiguação de segurança disponível.

4.5. SAR e Sequências de Pulso em RM

Como descrito no capítulo 2.1 e 2.3, o pulso de RF que é aplicado com um certo *flip angle* para promover a magnetização transversal carrega energia. Esta energia é depositada no indivíduo em exame, como discutido no capítulo 3.2. A SAR está fortemente dependente da intensidade do campo magnético principal (B_0), dado que se esta for duplicada (e.g., 1,5 T para 3 T), a SAR aumenta quatro vezes; o mesmo aumento de SAR acontece se duplicamos o *flip angle* (e.g., 15° para 30°). As SqP *Spin Echo* e suas variantes, particularmente a sequência *Inversion Recovery*, utilizam *flip angle* de 90° e 180°. Dada a dependência entre a SAR e o *flip angle*, estas SqP apresentam geralmente valores de SAR mais elevados comparativamente a SqP *Gradient Echo*, que não precisam de *flip angle* tão elevado. Semelhantemente, se o TR for reduzido para metade, a SAR duplica [10].

De facto, as SqP *Turbo SE*, por utilizarem vários pulsos de RF de 180° num só TR, são as que geralmente causam mais preocupações devido à maior facilidade em atingir um nível de SAR mais elevado. É importante definir um compromisso entre vários fatores, como o número de cortes, exposição às RF, SNR e resolução, de forma a controlar e reduzir adequadamente a SAR. Para além do *flip angle*, em intensidades de campo magnético mais elevadas, a realização de uma SqP Turbo SE pode atingir valores de SAR mais elevados. Existem várias formas de reduzir a SAR, listadas na **Tabela 4.4** [12], [51].

Tabela 4.4. Estratégias de redução da SAR.

Estratégia:	Consequência:
aumento do TR	tempos de exame mais longos
redução do <i>flip angle</i> , especialmente em SqP <i>Turbo SE</i> , podendo aplicar-se pulso de RF de 60-130°	alterações do SNR e CNR
redução do número de cortes em SqP <i>multiecho</i>	tempos de exame mais longos
controlar da humidade e temperatura da sala de exame, seguindo especificações do fabricante	pode afetar o conforto do doente
vestir o doente com roupas leves	pode afetar o conforto do doente
intervalos entre aquisições com SAR elevado e aquisições com SAR mais reduzindo, permitindo o arrefecimento corporal	tempos de exame mais longos

Capítulo 5

O *standard* DICOM na modalidade de RM

O presente capítulo inicia-se com a apresentação do *standard* DICOM, o veículo de padronização utilizado nas mais variadas modalidades imagiológicas, onde se especifica, num subcapítulo dedicado, o seu papel na modalidade de RM. Por fim, apresenta-se a ferramenta Dicoogle, um conceito tipo PACS inovador, com especial aplicação na extração de metadados de imagem.

5.1. Contextualização sobre o *standard* DICOM

Os primeiros esboços do *standard* DICOM (do inglês, *Digital Imaging and Communications in Medicine*) começaram em 1983, quando um comité formado por membros da ACR (*American College of Radiology*) e NEMA decidiu dar resposta a uma situação emergente na altura, que se pautava pela necessidade de criação de um *standard* no contexto da imagem digital. Em 1985 foi publicado um *standard* denominado ACR-NEMA. Em 1993 o *standard* foi reformulado e atribui-se-lhe o nome DICOM [52].

Ao longo dos anos, o DICOM sofreu algumas alterações e revisões. Porém, o seu objetivo principal manteve-se: permitir a padronização de protocolos que definem formatos de dados, organização de armazenamento e comunicações na área da imagem médica digital. Assim, a interoperabilidade é a grande propriedade diferenciadora do DICOM, facilitando comunicações em rede, independentemente do fabricante do dispositivo. O DICOM assenta em princípios de aplicabilidade a nível global, manutenção contínua, utilização de um dicionário e modelo de informação específicos do DICOM e conformidade com o *standard* [53]. Seguidamente, faz-se uma rápida revisão da linguagem DICOM, tendo como referência o livro de Oleg Pianykh [54].

O DICOM utiliza uma taxonomia própria baseada no seu Modelo do Mundo Real (denominado, *DICOM Information Model*). Todos os dados relativos ao Mundo Real (doentes, estudos, dispositivos médicos, entre outros) são compreendidos como objetos DICOM com as suas respetivas propriedades ou Atributos. A definição de um objeto e dos seus atributos é padronizada pelo DICOM num IOD (do inglês, *Information Object Definition*), e.g., o *Patient IOD* pode ser descrito pelo seu nome, idade, sexo, entre outros (**Figura 5.1**).

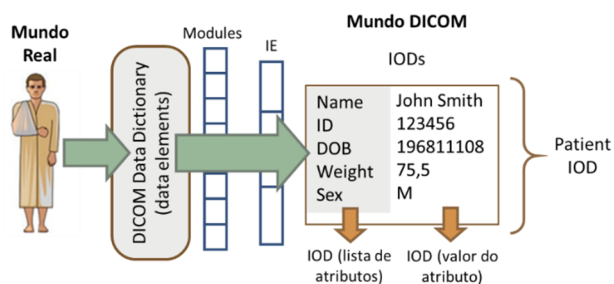


Figura 5.1. O Mundo Real e o Mundo DICOM. Cada IOD é uma coleção de atributos. Adaptado de [54].

Assim que os dados são capturados no formato de Atributos DICOM, podem ser transmitidos e/ou processados entre vários dispositivos e *software* que suportam DICOM. Tais dispositivos/*software* denominam-se *Application Entities* (AE) e várias AE comunicam entre si de forma a providenciar serviços umas às outras.

A lista de todos os Atributos existentes no DICOM constitui o *DICOM Data Dictionary*, assegurando igual formatação, denominação e processamento dos atributos. Resumindo, um objeto DICOM é constituído por vários dados elementares, os tais Atributos. De forma a identificar os Atributos, a cada um é atribuído um número de grupo e, por sua vez, atribuído um elemento numerado dentro desse grupo. Assim, cada Atributo possui uma tag, constituída por um número de grupo em associação com um número de elemento. A título de exemplo, a tag identificadora do atributo *Patient Name* é (0010,0010).

O DICOM estrutura a informação segundo o Modelo do Mundo Real, seguindo a hierarquia *Patient-Study-Series-Image*, que reflete o que acontece normalmente no contexto de Mundo Real (**Figura 5.2**). De forma a organizar os atributos, o DICOM contempla divisão segundo Módulos de Informação (*Information Modules*), Entidades de informação (*Information Entities*) e IODs. Também estes três conceitos estão relacionados de forma hierárquica. Por sua vez, os Módulos agrupam atributos que têm algum tipo de relação entre si ou que se referem ao mesmo; *e.g.*, *Patient Module*, que agrupa toda a informação que é identificativa do doente. Os Módulos formam Entidades de Informação (IE, *Information Entity*), ou seja, o DICOM, para cada Entidade, lista um conjunto de Módulos que ela deve incluir. Por exemplo, uma *Patient IE* deve incluir *Patient Module*, *Specimen Identification Module* e *Clinical Trial Subject Module*. Quando combinadas, as IEs constituem IODs.

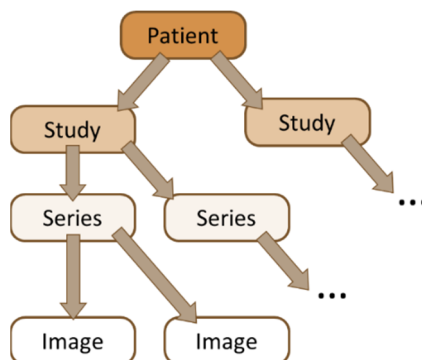


Figura 5.2. Modelo do Mundo Real DICOM, segundo a hierarquia Patient-Study-Series-Image. Adaptado de [54].

Os Módulos podem ter três tipos de utilização: obrigatória (indicada com letra M, do inglês, *mandatory*); definida pelo utilizador (indicada com letra U, *user-defined*), *e.g.*, elementos de dados de origem proprietária; ou condicional (indicada com letra C, *conditional*), em casos onde podem surgir Módulos específicos.

Trabalhando com IEs que providenciam serviços é possível associar esses serviços a um tipo de IOD, formando o par SOP (do inglês, *Service-Object Pair*). Os pares SOP são identificados por um identificador único (UID, do inglês, *DICOM Unique Identifier*). É importante referir que os UIDs também são utilizados para etiquetar imagens individuais, séries de imagens, estudos, dispositivos,

entre outros. O objetivo do UID é identificar de forma única e global uma dada instância de um objeto.

Recorrendo ao *standard* DICOM PS3.5 2016b [55], os Atributos podem ser classificados em vários tipos, caracterizando-os como obrigatórios ou opcionais. O tipo 1 define atributos que devem ser incluídos, sendo obrigatórios, onde estão perfeitamente definidos os valores aceites para tais campos. O tipo 2 tem também um carácter obrigatório; porém, é permitido deixar o campo em branco ou com valor zero caso o atributo seja desconhecido. Dentro dos tipos 1 e 2 podem acontecer situações condicionais, ou seja, há atributos que são obrigatórios quando estão dentro de condições específicas. Atributos do tipo 3 são opcionais.

5.2. Módulos DICOM caracterizadores da imagem por RM

A imagem de RM é caracterizada por uma vasta lista de parâmetros. Os Módulos DICOM caracterizadores do IOD de RM estão listados na **Tabela 5.1**. Os Módulos estão agrupados, formando seis Entidades de Informação: doente, estudo, série, *frame* de referência, equipamento e imagem [56]. Para fins de análise mais cuidada, focam-se nos seguintes parágrafos os Módulos de utilização obrigatória.

Tabela 5.1. Módulos existentes no *standard* DICOM que caracterizam a imagem de RM. Adaptado de [56].

IE	Módulo	Referência	Ut. ^a
Patient	Patient	C.7.1.1	M
	Clinical Trial Subject	C.7.1.3	U
Study	General Study	C.7.2.1	M
	Patient Study	C.7.2.2	U
	Clinical Trial Study	C.7.2.3	U
Series	General Series	C.7.3.1	M
	Clinical Trial Series	C.7.3.2	U
Frame of Reference	Frame of Reference	C.7.4.1	M
Equipment	General Equipment	C.7.5.1	M
Image	General Image	C.7.6.1	M
	Image Plane	C.7.6.2	M
	Image Pixel	C.7.6.3	M
	Contrast/Bolus	C.7.6.4	C ^b
	Device	C.7.6.12	U
	Specimen	C.7.6.22	U
	MR Image	C.8.3.1	M
	Overlay Plane	C.9.2	U
	VOI LUT	C.11.2	U
	SOP Common	C.12.1	M
	Common Instance Reference	C.12.2	U

^a Ut. = tipo de utilização

^b Necessário se for utilizado um meio de contraste para aquisição da imagem.

O módulo C.7.1.1 especifica os atributos necessários à descrição e identificação do doente. Inclui atributos como o nome, número de identificação, data de nascimento, sexo, idade e peso.

O módulo C.7.2.1 especifica os atributos que descrevem e identificação do tipo de estudo a que o doente foi sujeito. São exemplos a data do estudo, nome do médico prescritor, descrição do estudo e número identificador do estudo.

No caso do módulo C.7.3.1, são especificados os atributos de caracterização sobre o objeto série (dentro do estudo). São exemplo a modalidade, descrição da série, data da série e posição do doente.

O módulo C.7.4.1 especifica os atributos necessários à identificação de um *frame* de referência (ou sistema de coordenadas) que assegura a relação espacial entre imagens pertencentes à mesma série. Também permite que imagens pertencentes a diferentes séries partilhem o mesmo *frame* de referência.

Para identificação e descrição do equipamento tem-se o módulo C.7.5.1, que inclui atributos como o fabricante, nome da instituição e resolução espacial.

O módulo C.7.6.1 introduz alguns atributos gerais referentes à imagem, como a orientação do doente, tipo de imagem e data de aquisição.

Complementado a informação acerca da imagem, o módulo C.7.6.2 define atributos relacionados com a matriz de pixéis num plano de imagem bidimensional. Enumeram-se a espessura de corte, a localização do corte e localizações e orientações anatómicas.

O módulo C.7.6.3 descreve atributos do Módulo relacionado com os pixéis da imagem, incluindo o número de amostras por pixel, número de linhas e número de colunas.,

O módulo C.12.1 define os atributos que são necessários ao funcionamento e identificação das instâncias SOP associadas.

O módulo C.8.3.1 corresponde ao módulo que especifica todos os atributos específicos para as imagens de RM. Sendo este o módulo mais relevante no contexto da RM, reuniram-se alguns destes atributos na **Tabela 5.2** com a sua respetiva tag identificativa e tipo de utilização (para descrição sobre cada atributo consultar o *standard* [56]).

Tabela 5.2. Atributos que caracterizam a imagem de RM. Adaptado de [56].

Nome do atributo	Tag	Ut. ^a	Nome do atributo	Tag	Ut. ^a
Image Type	(0008,0008)	1	Beat Rejection Flag	(0018,1080)	3
Samples per Pixel	(0028,0002)	1	Low R-R Value	(0018,1081)	3
Photometric Interpretation	(0028,0004)	1	High R-R Value	(0018,1082)	3
Bits Stored	(0028,0101)	1	Intervals Acquired	(0018,1083)	3
Bits Allocated	(0028,0100)	1	Intervals Rejected	(0018,1084)	3
High Bit	(0028,0102)	1	PVC Rejection	(0018,1085)	3
Scanning Sequence	(0018,0020)	1	Skip Beats	(0018,1086)	3
Sequence Variant	(0018,0021)	1	Heart Rate	(0018,1088)	3
Scan Options	(0018,0022)	2	Cardiac Number of Images	(0018,1090)	3
MR Acquisition Type	(0018,0023)	2	Trigger Window	(0018,1094)	3
Repetition Time	(0018,0080)	2C	Reconstruction Diameter	(0018,1100)	3
Echo Time	(0018,0081)	2	Receive Coil Name	(0018,1250)	3
Echo Train Length	(0018,0091)	2	Transmit Coil Name	(0018,1251)	3
Inversion Time	(0018,0082)	2C	Acquisition Matrix	(0018,1310)	3

(Continuação Tabela 5.2)

Trigger Time	(0018,1060)	2C	In-plane Phase Encoding Direction	(0018,1312)	3
Sequence Name	(0018,0024)	3	Flip Angle	(0018,1314)	3
Angio Flag	(0018,0025)	3	SAR	(0018,1316)	3
Number of Averages	(0018,0083)	3	Variable Flip Angle Flag	(0018,1315)	3
Imaging Frequency	(0018,0084)	3	dB/dt	(0018,1318)	3
Imaged Nucleus	(0018,0085)	3	Temporal Position Identifier	(0020,0100)	3
Echo Number(s)	(0018,0086)	3	Number of Temporal Positions	(0020,0105)	3
Magnetic Field Strength	(0018,0087)	3	Temporal Resolution	(0020,0110)	3
Spacing Between Slices	(0018,0088)	3	Isocenter Position	(300A,012C)	3
Number of Phase Encoding Steps	(0018,0089)	3	B1rms	(0018,1320)	3

^a Ut. = tipo de utilização

5.3. A ferramenta Dicoogle

A utilização de tecnologias de imagem num formato digital é uma realidade presente em várias instituições de saúde, onde várias ferramentas são conjugadas de forma a apoiar o exercício das decisões clínicas, procedimentos médicos, análises de dados e comunicação entre instituições [57]. Apesar de os métodos computacionais já serem parte integrante de muitas das técnicas de aquisição de imagem, uma panóplia de outros serviços veio complementar estes sistemas, quer a nível de armazenamento de dados, quer a um nível de visualização das imagens e também na sua transferência [58]. O *standard* DICOM teve e continua a ter um papel bastante relevante na comunicação, interoperabilidade e normalização entre sistemas computacionais.

Num ambiente hospitalar existem vários departamentos, cada um deles com as suas especialidades e tipos de informação diferente. Com o objetivo de gerir informação do ambiente hospitalar na sua generalidade, foi criado o sistema de informação HIS (*Hospital Information System*), que tem como objetivos o apoio à gestão das atividades clínicas dentro do hospital, a monitorização de transações diárias dentro do hospital (financeiras, pessoal profissional, censo de camas, entre outros) e a avaliação da performance hospitalar e custos associados. Porém, cada departamento tem as suas necessidades, em específico, o departamento de imagiologia, que possui o seu próprio sistema de informação, o RIS (*Radiology Information System*). O RIS tem como propósito o apoio às operações administrativas e clínicas dentro do departamento de radiologia, ajudando à redução dos custos de operação, monitorizando procedimentos e garantindo qualidade do serviço [59]. O conceito inerente ao conjunto de tais tecnologias, incluindo *software* e *hardware*, que permitem a aquisição, distribuição, armazenamento e análise de imagens médicas em ambientes distribuídos denomina-se PACS (*Picture Archiving and Communication System*) [60].

O conceito PACS é inseparável dos cenários RIS e HIS. A interação entre RIS e PACS é essencial para garantir um apoio nas tarefas administrativas e clínicas; os sistemas complementam-se. Num contexto de diagnóstico, o PACS contém informação sobre o histórico do doente ou outra informação textual importante que foi fornecida pelo RIS, complementando a informação de imagem fornecida pelo PACS [59].

Os sistemas PACS são adaptáveis, existindo modelos de menor dimensão, tipicamente utilizados em laboratórios, ou modelos distribuídos, como os utilizados em grandes hospitais [57]. Os sistemas PACS estão desenhados para funcionar de forma compatível com o DICOM, sendo mesmo dependentes das definições de comunicação definidas pelo *standard* [61]. O contrário não seria de esperar, dada a importância que o DICOM ganhou no contexto da imagem médica. Tipicamente, o PACS é um servidor central que armazena imagens e a base de dados que contém informação complementar sobre os doentes e os estudos realizados. O sistema implementa o serviço de armazenamento definido pelo DICOM, permitindo que qualquer equipamento de imagem comunique e envie as imagens adquiridas diretamente para o arquivo PACS centralizado (**Figura 5.3**) [57]. O acesso ao arquivo PACS pode ser feito localmente ou de forma remota, o que permitiu o aparecimento de cenários de teleradiologia, criando a possibilidade de os médicos terem acesso aos dados e trabalharem no ambiente de cada, assim como a formação de redes colaborativas e de partilha [57], [60].

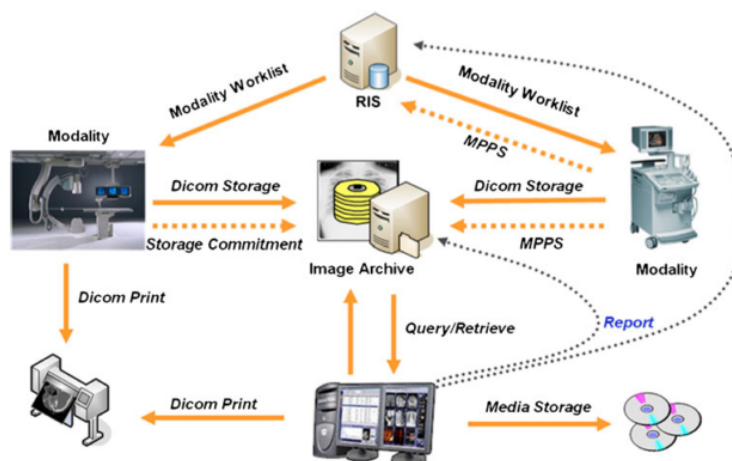


Figura 5.3. Interação entre serviços DICOM e sistema PACS/RIS e demonstração de fluxos de tarefas. Fonte da imagem [57].

Contudo, estes sistemas PACS centralizados têm limitações nos mecanismos de procura de dados: os utilizadores estão dependentes de um conjunto limitado de parâmetros que podem ser pesquisados, *i.e.*, apenas podem procurar por certos campos nos dados DICOM, geralmente aqueles que estão definidos no DICOM *Information Model*, como o *Patient Name*, *Study Description*, *Patient ID*, *Study Date*, entre outros. Neste cenário, a procura e extração de dados é limitada, não sendo possível procurar certos tipos de dados que poderiam possibilitar, *e.g.*, tratamentos estatísticos [57], [60]. Além dos dados que constituem a imagem propriamente dita (*i.e.*, *pixel data*), existem outros elementos contidos num documento DICOM, referidos como metadados DICOM, que descrevem ou detalham aspetos relevantes da imagem, *e.g.*, modalidade, referência do equipamento, parâmetros de aquisição, resolução de imagem, entre outros [58]. Estes metadados estão associados a um conceito de procura por conceito, em oposição a uma procura por conteúdo [59]. Portanto, revelou-se interessante desenvolver estratégias para conseguir um acesso facilitado a estes metadados, que vão para além do limitado DICOM *Information Model*,

utilizando-os para propósitos alternativos como monitorização de dose, análises de produtividade ou estudos de investigação, promovendo uma partilha de conhecimento [57], [60].

Com vista em atingir este objetivo, um grupo de investigadores da Universidade de Aveiro desenvolveu uma plataforma denominada Dicoogle [62], que visa ser uma ferramenta tipo PACS de acesso livre e independente, assumindo-se como uma solução alternativa para extração de dados a partir de arquivos PACS exteriores, com uma maior facilidade e flexibilidade na procura de campos nos metadados DICOM e correspondente extração. Esta ferramenta apresenta-se como uma solução para as limitadas opções de procura nos sistemas PACS tradicionais, servindo ela própria de arquivo, facilitando cenários de contribuições interinstitucionais e análise de dados produzidos nos departamentos de imagem, outrora de difícil pesquisa. A solução tira partido dos elementos de dados já codificados na linguagem DICOM, não havendo necessidade de criar novos campos, tabelas ou relações, que seriam necessárias se tivesse sido adotada uma abordagem de base de dados. Assim, o Dicoogle consegue extrair, indexar e armazenar todos os metadados DICOM, incluindo tags de atributos privados, sem necessidade de reconfigurações adicionais [57].

A plataforma Dicoogle é constituída por quatro componentes de *software* principais (**Figura 5.4**): *software* Apache Lucene, funcionando como o sistema de indexação (permitindo dois tipos: metadados de organização hierárquica segundo o Modelo do Mundo Real do DICOM e conteúdo de texto livre [60]) e pesquisa; JGroups, o sistema de distribuição *Peer-to-Peer*; biblioteca dcm4che, permitindo a implementação das funcionalidades DICOM; e plataforma JAI ImageIO, que permite a apresentação de imagens num formato miniatura [57].

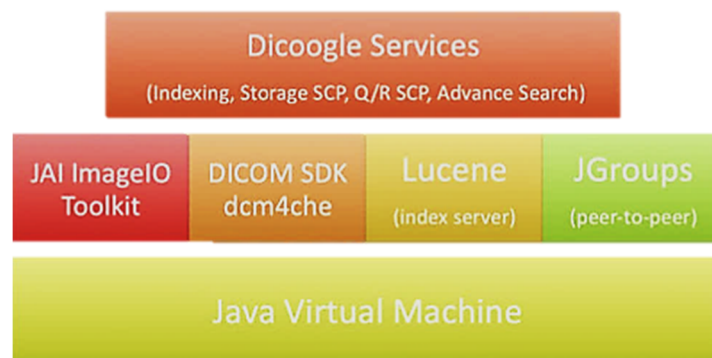


Figura 5.4. Componentes de *software* do Dicoogle. Fonte da imagem [57].

O Dicoogle permite a indexação de campos do DICOM *Information Model*, o conjunto de todos os atributos DICOM e outros metadados adicionais. Para além de estar suportado pelos serviços DICOM, o Dicoogle também consegue indexar dados acedidos via Internet (**Figura 5.5**) [57].

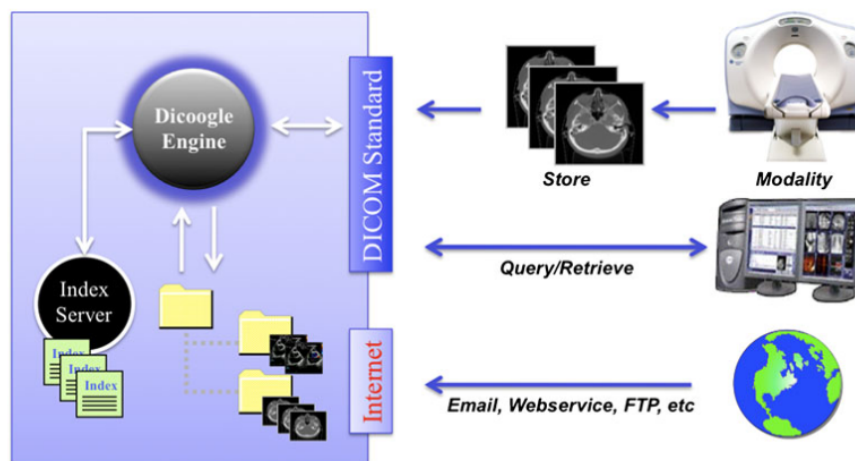


Figura 5.5. Componentes e interfaces do Dicoogle. Fonte da imagem [57].

A grande característica distintiva do Dicoogle é a sua capacidade de pesquisa por qualquer atributo DICOM, numa forma semelhante a uma pesquisa no motor de busca Google, tornando possível analisar repositórios relevantes para o utilizador, adicionando ainda a possibilidade de extração num formato .csv (do inglês, *comma-separated values*, que designa um formato de ficheiro passível de abertura em vários *software*, e.g., Excel) [60].

As características de acesso livre e independência de fabricantes tornou o Dicoogle uma ferramenta diferenciadora no contexto de estabelecimento de relações interinstitucionais, facilitando o acesso a dados com possível interesse num contexto de investigação, controlo de qualidade, entre outros cenários que se tornam executáveis graças às funcionalidades do Dicoogle.

Capítulo 6

Metodologias

Neste capítulo apresentam-se cada uma das fases metodológicas, pela seguinte ordem: tipologia e recolha de dados, organização dos dados, exploração e formatação dos dados, caracterização da população e seleção da amostra e métodos de apresentação de resultados e análise estatística.

6.1. Tipologia e Recolha de Dados

Dada a necessidade de recolha de metadados originários de imagens de RM, quer de 1,5 T quer de 3 T, provenientes de equipamentos do fabricante Siemens, contactaram-se entidades que possuem tais equipamentos.

O primeiro contacto iniciou-se com o ICNAS (Instituto de Ciências Nucleares Aplicadas à Saúde, Coimbra), instituição que possui um equipamento com intensidade de campo de 3 T (*Magnetom TrioTim*, Siemens, Erlangen, Alemanha), equipado com gradientes de elevada performance (Máxima amplitude - 45 mT/m; *Rise time* - 200µs; *Slew Rate* - 200 T/m/s; FOV - 50 cm). Assim, houve interesse em recolher os metadados DICOM associados às imagens do repositório desta instituição. A recolha dos metadados foi realizada via Dicoogle, cuja instalação se efetuou remotamente, via máquina virtual, indexando-se toda a produção de imagens de RM disponível. Após a fase de indexação, foi facultado o acesso remoto à máquina virtual para que se procedesse à exploração e extração dos dados na plataforma Dicoogle. De referir o apoio do Engenheiro Pedro Almeida e Técnico Carlos Ferreira nesta fase de instalação, indexação e permissão de acesso, que decorreu de uma forma informal.

Um segundo contacto teria que ser efetuado com uma entidade detentora de um equipamento Siemens de intensidade de campo magnético de 1,5 T, mantendo a comparação de dados no mesmo fabricante. Porém, ao contrário do que foi delineado na sugestão e planificação do projeto, a autorização e recolha de dados de outras entidades foi dificultado por questões burocráticas alheias à autora. Desta forma, procurou-se uma solução alternativa. Foi sugerida a utilização de uma Base de Dados Online (BDO) de acesso público [63], de onde se selecionaram imagens produzidas em equipamento Siemens de 1,5 T.

No caso da utilização da BDO, a responsabilidade de extração dos ficheiros DICOM da plataforma *online*, instalação do Dicoogle e posterior indexação de dados recaiu sobre a autora. Contudo, após observação do tipo, organização e tamanho de dados da plataforma, concluiu-se que seria necessário apoio informático, exigindo um computador ligado durante várias horas, tanto no processo de *download* como no processo de indexação. Foi requisitado apoio ao Mestre Tiago Godinho, que criou uma máquina de acesso virtual, providenciando as condições necessárias à extração e indexação dos dados da BDO. Foi criado um utilizador específico para a autora, numa máquina *Windows*, com toda e suficiente capacidade para as tarefas necessárias.

Nessa máquina fez-se o *download* dos ficheiros DICOM da BDO. Posteriormente, efetuou-se indexação desses dados no Dicoogle.

A plataforma online, denominada *The Cancer Imaging Archive* (TCIA), possui várias coleções de dados no que diz respeito às diferentes modalidades imagiológicas (**Figura 6.1**). Contudo, sendo o presente interesse apenas imagens obtidas por RM, aplicou-se um filtro inicial, que é facultado pela própria plataforma, permitindo apresentar coleções de dados onde estariam incluídas imagens de RM (**Figura 6.1**, retângulo vermelho).

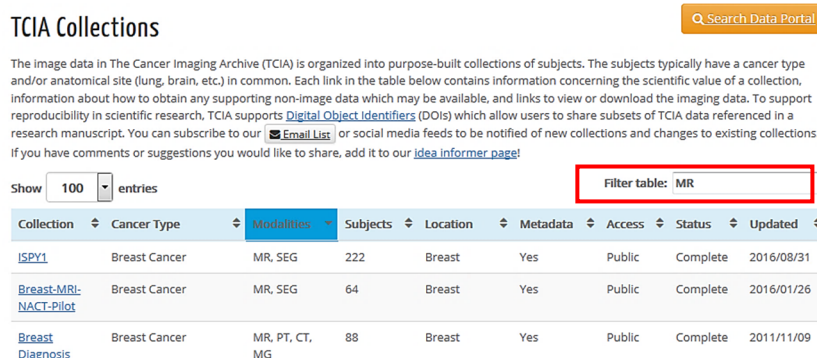


Figura 6.1. Ambiente de trabalho da plataforma online TCIA. Aplicação de filtro, possibilitando a seleção de coleções que possuem dados de RM (retângulo vermelho).

Após a aplicação deste filtro, consideraram-se apenas as coleções com acesso classificado como “público”. De seguida, navegou-se por cada uma das coleções, lendo descrições de texto e explorando com maior detalhe os dados, com o objetivo de selecionar coleções de imagens adquiridas com equipamento Siemens de 1,5 T. As descrições de texto foram úteis na eliminação de certas coleções, visto que discriminam o fabricante do equipamento na qual foram adquiridas as imagens, permitindo perceber que não eram Siemens de 1,5 T (ou eram equipamentos de outros fabricantes, ou de imagens adquiridas em 3 T, ou ambos). Terminada esta primeira seleção, e na falta de melhores filtros e presença de descrições pouco esclarecedoras, extraíram-se 20 coleções (**Tabela 6.1**), num total aproximado de 150 *Gigabytes*. Findo o *download* das coleções, procedeu-se à indexação dos dados para o Dicoogle, processo que demorou cerca de 35 horas (**Figura 6.2**).

Tabela 6.1. Nome das coleções extraídas da Base de Dados Online, posteriormente indexadas no Dicoogle.

Nome das coleções extraídas da BDO			
ISPY1	TCGA-BLCA	TCGA-KICH	TCGA-OV
IvyGAP	TCGA-BRCA	TCGA-KIRC	TCGA-PRAD
RIDER Neuro MRI	TCGA-CESC	TCGA-KIRP	TCGA-READ
Soft-tissue-Sarcoma	TCGA-GBM	TCGA-LGG	TCGA-SARC
REMBRANDT	TCGA-HNSC	TCGA-LIHC	TCGA-UCEC



Figura 6.2. Exemplo de indexação de uma pasta na plataforma Dicoogle.

6.2. Organização dos Dados

6.2.1. Dados ICNAS

Nos dados facultados pelo ICNAS, já indexados na plataforma Dicoogle, acessível via acesso remoto a uma máquina virtual, procedeu-se à extração dos ficheiros .csv.

Devido à grande quantidade de dados indexados, a extração dos ficheiros .csv foi segmentada por ano do estudo, colocando-se na barra de pesquisa do Dicoogle, *e.g.* `StudyDate:[20080101 TO 20081231]`, permitindo a pesquisa de estudos desde do dia 1 de janeiro de 2008 até ao dia 31 de dezembro de 2008 (**Figura 6.3**). O mesmo tipo de pesquisa foi reproduzido para os seguintes anos, ou seja, um ficheiro .csv por cada ano civil (2008 até 2015), salvaguardando-se o ano de 2016 que, devido à maior quantidade de dados, foi subdividido em períodos de dois meses. Sob questionamento da autora, foi esclarecido por um dos intervenientes no desenvolvimento da plataforma Dicoogle, que a plataforma não está ainda preparada para a pesquisa de tal enorme quantidade de dados, devolvendo uma mensagem de erro, justificando-se a necessidade de subdividir a pesquisa, neste caso utilizando a tag DICOM *StudyDate*.

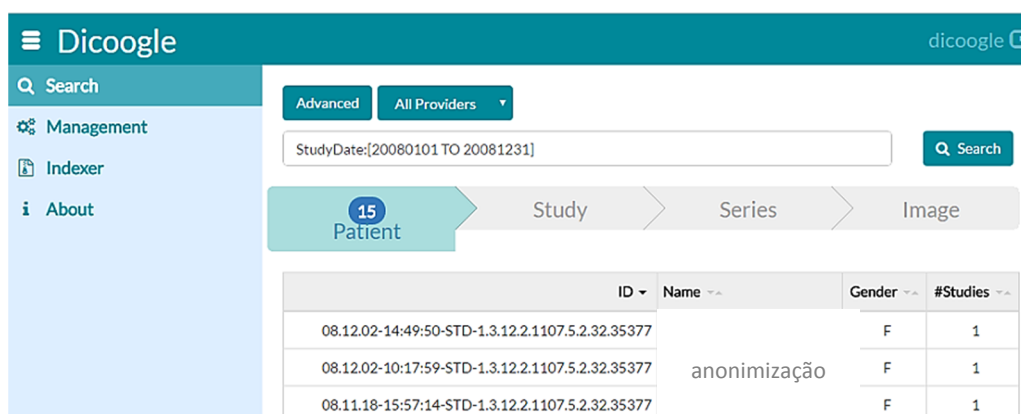


Figura 6.3. Ambiente de trabalho da plataforma Dicoogle e exemplo de pesquisa: utilização da tag DICOM *StudyDate* para realização da pesquisa de estudos segmentada por ano de produção.

Procedeu-se à extração dos ficheiros .csv correspondentes a cada agrupamento temporal. Tendo em conta que uma imagem é caracterizada por mais de 100 tags DICOM e que existe uma grande quantidade de dados indexados, reconheceu-se como necessária a seleção de um conjunto de tags DICOM. Selecionaram-se 49 tags que foram incluídas nos ficheiros .csv, perfazendo um conjunto denominado TagsTese (**Tabela 6.2**). Assim, extraíram-se um total de 13 ficheiros .csv (um ficheiro para cada ano, desde 2008 a 2015, e cinco ficheiros para o ano de 2016) caracterizados pelas tags selecionadas.

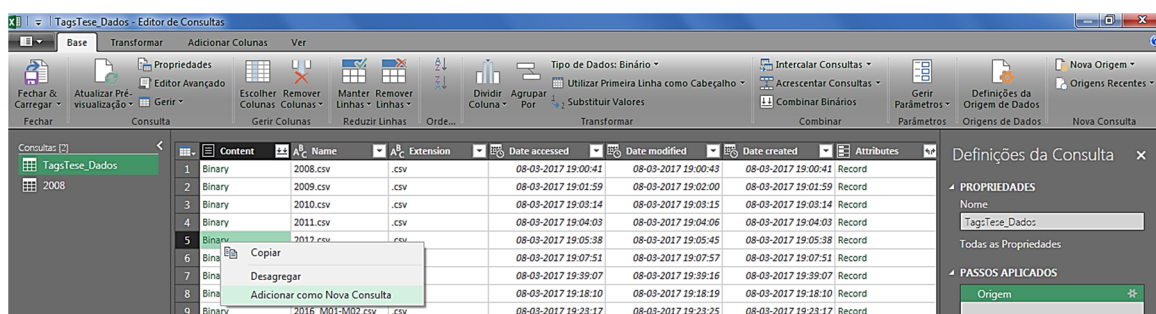
Os ficheiros do tipo .csv podem ser manipulados em diferentes *software*. Contudo, dado o interesse de análise deste trabalho, utilizou-se um reconhecido *software* de organização e análise de dados, o Excel 2016® (versão 32 bits).

Tabela 6.2. TagsTese: lista de tags selecionadas para extração nos ficheiros .csv.

PatientID	StudyDescription	ImagedNucleus	EchoTime	Manufacturer
PatientName	StudyInstanceUID	ImagingFrequency	EchoNumbers	ManufacturerModelName
PatientSex	SeriesDate	ImageType	EchoTrainLength	MagneticFieldStrength
PatientAge	SeriesNumber	MRAcquisitionType	RepetitionTime	DeviceSerialNumber
PatientWeight	SeriesDescription	ScanningSequence	FlipAngle	Rows
PatientSize	SeriesInstanceUID	SequenceVariant	InversionTime	Columns
PregnancyStatus	SOPInstanceUID	SequenceName	NumberOfPhaseEncodingSteps	SliceThickness
PatientPosition	InstitutionName	ProtocolName	SAR	VariableFlipAngleFlag
StudyID	Modality	ScanOptions	BodyPartExamined	OperatorName
StudyDate	AcquisitionMatrix	TransmitCoilName	dBdt	

Ao efetuar algumas tentativas de abertura dos ficheiros .csv, facilmente se compreende que o Excel não é capaz de lidar de forma fluida com a enorme quantidade de dados, visto que cada linha Excel representa informação de uma única imagem (existe um limite de linhas comportável pelo *software* [64]). Além disso, os ficheiros estão separados por anos, mas o intuito é a sua agregação de forma a disponibilizar uma análise dos dados na sua totalidade. Então, após várias experimentações, chegou-se a um método otimizado que permitiu a manipulação destes dados no Excel, procurando a maior fluidez e automatização possível. Nos seguintes parágrafos faz-se uma breve explicação do processo aplicado (para uma primeira e global abordagem da metodologia, recomenda-se a observação do esquema-resumo no final deste capítulo, **Figura 6.13**).

Primeiramente, abriu-se um novo ficheiro Excel. No separador *Dados* utilizou-se a ferramenta *Obter e Transformar*, selecionando a opção *Nova Consulta*, seguida de *A partir de um ficheiro* e, por fim, *A partir de uma Pasta*; surge uma janela, onde deve ser colocado o caminho da pasta que contém os 13 ficheiros .csv extraídos do Dicoogle. A utilização da ferramenta *Nova Consulta* permite criar uma ligação aos ficheiros .csv sem necessitar de os carregar numa folha de Excel. Visto que o *software* Excel apenas consegue comportar 1.048.576 linhas numa folha (se toda a informação for agregada, verifica-se que o número de imagens da base de dados do ICNAS excede este valor), o objetivo da utilização desta ferramenta é a filtragem prévia dos dados antes de serem carregados para uma folha. Essa filtragem é feita numa janela de pré-visualização criada pelo Excel, que permite filtrar ou selecionar colunas, remover duplicados, entre outras funções, que agilizam o posterior carregamento para uma folha. Assim, depois de indicada a pasta onde se encontram os ficheiros .csv, uma nova janela surge, disponibilizando a opção *Editar*. Surge a janela de *Editor de Consultas*, onde constam as ligações aos ficheiros .csv; aplica-se a opção *Adicionar como Nova Consulta*, que vai carregar os dados de cada ficheiro como uma nova consulta (**Figura 6.4**).

**Figura 6.4.** Janela de *Editor de Consultas*.

Uma nova consulta é criada por cada ficheiro .csv. Após ser adicionado como consulta, o ficheiro é importado como .csv para que se consiga aceder ao seu conteúdo. O procedimento foi replicado para os restantes ficheiros.

Até aqui, estão obtidos múltiplos ficheiros de consulta, um por cada ano (à exceção do ano de 2016, onde se tem um ficheiro para cada dois meses). Contudo, é necessário agregar a informação para que a análise tenha em conta toda a produção de imagens. Para tal, utiliza-se uma ferramenta denominada *Acrescentar* que permite agregar a informação das Tabelas individuais pertencentes a cada ano, mantendo a tipologia de consulta, *i.e.*, permitindo a filtragem prévia e sem carregar os dados para uma folha de Excel (**Figura 6.5** e **Figura 6.6**). Este procedimento pode ser efetuado porque o conteúdo contido nas Tabelas de cada um dos ficheiros tem igual organização de colunas (TagsTese).

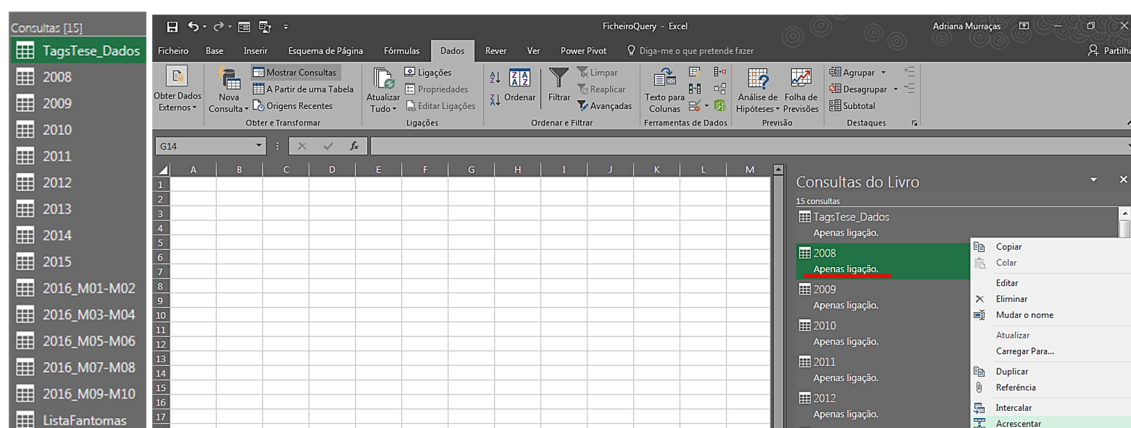


Figura 6.5. À esquerda: Lista de consultas criadas, por cada período temporal; À direita: sublinhado a vermelho a expressão “Apenas Ligação”, exemplificando o facto de que os ficheiros não estão carregados numa folha Excel, mas disponíveis como uma consulta a um ficheiro externo que se encontra numa pasta armazenada no computador; adicionalmente, apresenta-se a localização da ferramenta *Acrescentar*.

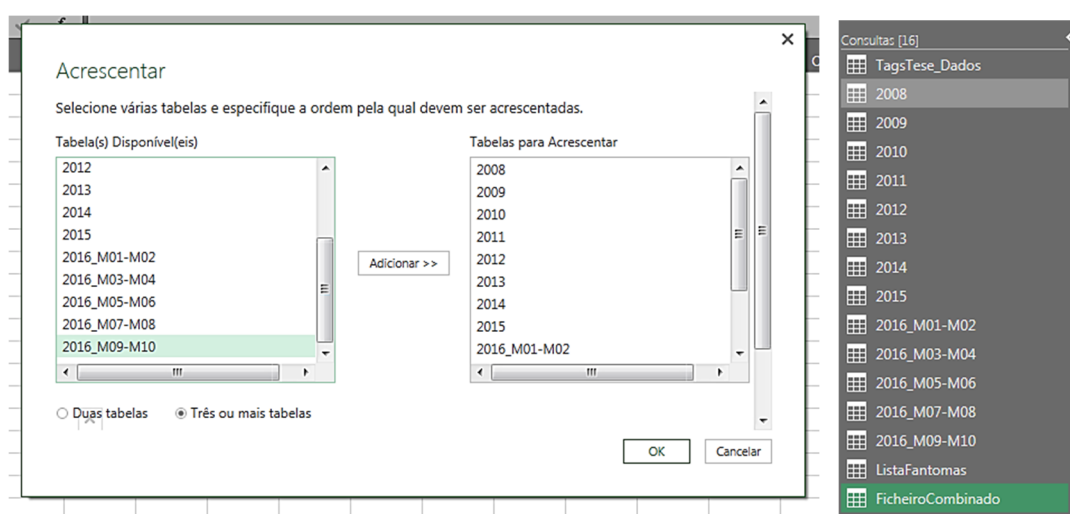


Figura 6.6. À esquerda: janela da ferramenta *Acrescentar*, onde se apresentam as Tabelas disponíveis e se indicam quais as que sofrem agregação; À direita: ficheiro final denominado *FicheiroCombinado*, que contempla a agregação das Tabelas individualizadas (à exceção da Tabela *ListaFantomas*) e permanece com estatuto de ficheiro de consulta.

Esta manipulação no Excel conseguiu colmatar a falha do Dicoogle no que toca à pesquisa de grandes quantidades de dados e posterior impossibilidade de extração para um ficheiro .csv único. No final, tem-se um *Ficheiro* de consulta *Combinado*, que agrega a informação total indexada no Dicoogle, num formato de consulta de ficheiro, possibilitando a filtragem de informação antes de se carregar os dados numa folha de Excel, como se verificará nos seguintes parágrafos. Para utilização posterior, fica disponível um ficheiro Excel principal, o *FicheiroQuery*, que centraliza a informação contida nos ficheiros .csv extraídos do Dicoogle. Toda a exploração de dados consequente é realizada com base neste ficheiro combinado, procedendo-se a filtragem e seleção prévias ao carregamento para folha de Excel, tendo em conta a edição de dados não modifica o ficheiro .csv original, que serve apenas de consulta na ferramenta Editor de Consultas do Excel.

Seguidamente, utilizou-se a consulta agregada (*FicheiroCombinado*), abrindo-o no modo de *Edição*. Na *Edição de Consulta* procede-se à filtragem e seleção de informação. Após observação sistemática dos dados, conclui-se que algumas filtrações e verificações são necessárias antes de proceder à análise de informação, nomeadamente: *Modality=MR*; *Manufacturer=Siemens*; *MagneticFieldStrength=3.0*; eliminação do modo RM (*ResearchMode*) em *ScanningSequence*; *PatientSex= F ou M*; eliminação de campos em branco em *PatientSize*. Finalizada esta filtragem, o *FicheiroCombinado* encontra-se pronto para seguir para a fase de extração de informação.

Ainda no modo de *Edição de Consulta*, é possível utilizar duas ferramentas que agilizam a seleção de informação: a ferramenta *Escolher Colunas* e *Remover Duplicados* (**Figura 6.7**). A remoção de duplicados ao nível das tags *PatientID*, *StudyInstanceUID* ou *SeriesInstanceUID*, permite obter um ficheiro passível de ser carregado numa folha de Excel, visto que a quantidade de linhas permite fluidez no tratamento dos dados e onde se podem aplicar outras demais funcionalidades.

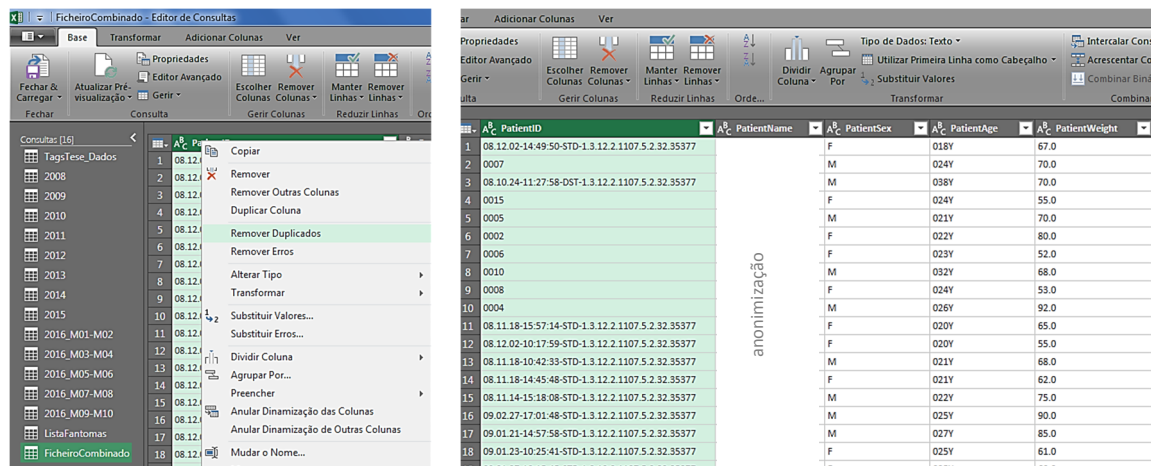


Figura 6.7. À direita: Ferramenta *Remover Duplicados*, neste caso, ao nível da tag *PatientID*; À esquerda: aspeto dos ficheiros após remoção de duplicados na coluna da tag DICOM *PatientID*.

Ao observar os dados com maior detalhe, verificou-se a presença natural de informação correspondente à aquisição de imagens em fantasmas. Como este não é o alvo do trabalho, criou-se uma lista das tag DICOM *PatientID* dos fantasmas para que seja possível identificar e eliminar tais linhas de dados. Para tal, carregam-se os dados do ficheiro *ListaFantomas* para uma folha de Excel.

Numa nova coluna, na lista de doentes, verifica-se a presença de fantasmas e eliminam-se as linhas de informação correspondentes (**Figura 6.8**).

PatientID	VerificarFantomas	PatientName
08.12.02-14:49:50-STD-1.3.12.2.1107.5.2.32.35377	FALSO	FantomaAAAA
0007	FALSO	TESTE^TESTE^AAA
0015	FALSO	Ratatui^test20110401^AAA
0005	FALSO	SIEMENS^FANTOMA^AAA
0002	FALSO	HUC^FANTOMA^AAA
0006	FALSO	MAPPING^FANTOMA^T^AAA
0010	FALSO	WA25046_208684_HSL_20868403_W24^AAA
0008	FALSO	WATER^FAT^FANTOMA^AAA
0004	FALSO	JR^SAPO^COCA^SA
08.11.18-15:57:14-STD-1.3.12.2.1107.5.2.32.35377	FALSO	FOSFORO^FANTOMA^AAA
08.12.02-10:17:59-STD-1.3.12.2.1107.5.2.32.35377	FALSO	COCAS^SAPO^AAA
08.11.18-10:42:33-STD-1.3.12.2.1107.5.2.32.35377	FALSO	WA25046_208684_20868402_W120^AAA
08.11.18-14:45:48-STD-1.3.12.2.1107.5.2.32.35377	FALSO	COCAS^SAPO^AAA
08.11.14-15:18:08-STD-1.3.12.2.1107.5.2.32.35377	FALSO	WA25046_208684_20868403_W120^AAA
09.02.27-17:01:48-STD-1.3.12.2.1107.5.2.32.35377	FALSO	teste^AAA
09.01.23-10:25:41-STD-1.3.12.2.1107.5.2.32.35377	FALSO	WA25046_208684_20868401_OLE-YR1^AAA
09.01.27-12:15:45-STD-1.3.12.2.1107.5.2.32.35377	FALSO	teste^AAA
09.02.11-10:42:02-STD-1.3.12.2.1107.5.2.32.35377	FALSO	0401-00007^AAA
09.02.09-11:47:51-STD-1.3.12.2.1107.5.2.32.35377	FALSO	0401-00009^AAA
09.02.04-11:53:26-STD-1.3.12.2.1107.5.2.32.35377	VERDADEIRO	191001^AAA
09.02.05-11:28:41-STD-1.3.12.2.1107.5.2.32.35377	FALSO	0401-00010^AAA
09.02.05-12:00:19-STD-1.3.12.2.1107.5.2.32.35377	FALSO	191-003^AAA
FAM19860709-0333	FALSO	

Figura 6.8. À esquerda: adição da coluna *VerificarFantomas* e sublinhado vermelho na fórmula Excel utilizada; À direita: na coluna *VerificarFantomas*, todos os resultados “Verdadeiro” correspondem a fantasmas (como se verifica pela tag DICOM *PatientName*), permitindo a seleção e eliminação das linhas correspondentes.

O *FicheiroQuery* e o modo de *Edição de Consulta* podem ser utilizados para remover duplicados ao nível da tag DICOM *StudyInstanceUID*, permitindo, *e.g.*, a contabilização do número de estudos efetuados ou a caracterização da sua tipologia. A remoção de duplicados ao nível da tag DICOM *SeriesInstanceUID* também é possível, mantendo os valores únicos de SAR para cada série.

Resumindo, utilizando o *FicheiroCombinado* no modo de *Edição de Consulta*, é possível efetuar manipulação e filtragem, preparando a informação, selecionando aquela que é de interesse para um dado objetivo, permitindo o carregamento para a folha de Excel de um ficheiro menos pesado em termos de memória computacional, oferecendo maior fluidez na manipulação dos dados.

6.2.2. Base de Dados Online (BDO)

Na BDO pretendeu-se que a organização e exploração dos dados fosse semelhante àquela praticada na base de dados ICNAS.

Finda a indexação no Dicoogle das coleções selecionadas na BDO, efetuou-se a extração de um ficheiro .csv único, utilizando-se como filtro de pesquisa a tag DICOM *Manufacturer:*siemens**, permitindo selecionar apenas os dados provenientes de equipamento do dado fabricante (**Figura 6.9**).

ID	Name	Gender	#Studies
W7	W7	M	2
W54	W54	M	1

Figura 6.9. Pesquisa na plataforma Dicoogle: utilização da tag DICOM *Manufacturer*, possibilitando a apresentação de dados provenientes de equipamento Siemens.

O Dicoogle foi capaz de apresentar a totalidade dos dados, visto que são em menor quantidade comparativamente à base de dados do ICNAS, possibilitando a extração de um único ficheiro .csv. Utilizou-se o mesmo conjunto de tags DICOM selecionadas para os dados do ICNAS (**Tabela 6.2**). À semelhança da exploração de dados do ICNAS, construiu-se um *FicheiroQuery*, utilizando o único ficheiro .csv extraído. Utilizando a ferramenta *Nova Consulta*, pode explorar-se o ficheiro .csv no modo de *Edição de Consulta* e proceder às necessárias filtrações de dados: *Modality* = MR; *MagneticFieldStrength* = 1,5 T (incluíram-se valores próximos como 1,493806, 1,49381 e 1,494); *PatientWeight*, excluídos valores em branco ou zero. Aplicou-se a ferramenta remover duplicados ao nível da tag *PatientID*, *StudyInstanceUID* e *SeriesInstanceUID* consoante o interesse de análise.

6.3. Exploração e Formatação dos Dados

Consoante a necessidade de caracterização, os dados foram carregados para uma folha de Excel, possibilitando a filtração adicional e ilustração.

Para a caracterização da população de cada uma das bases de dados utilizou-se a ferramenta *Remoção de Duplicados* ao nível da tag DICOM *PatientID*. Extraíu-se informação acerca do número de doentes, distribuição de género e distribuição de idades.

Na caracterização dos estudos utilizou-se a *Remoção de Duplicados* ao nível da tag DICOM *StudyInstanceUID*. Definiu-se o tipo de estudos segundo a zona anatómica examinada. Na população ICNAS utilizou-se a tag *StudyDescription* para definir a distribuição do tipo de estudos, visto que nenhuma outra tag conseguiu fornecer informação suficiente acerca da zona anatómica. Em alguns estudos, a tag *BodyPartExamined* está preenchida e indica a parte anatómica examinada; porém, na maioria dos estudos esta tag está em branco, pelo que se optou pela utilização da tag *StudyDescription*. De referir que a definição de categorias anatómicas ficou influenciada pela descrição na tag *StudyDescription* (**Tabela 6.3**). Na casuística BDO utilizou-se a tag DICOM *BodyPartExamined* para definir o tipo de estudos, visto que já se encontrava organizada e preenchida por zona anatómica.

A caracterização em termos de valores de SAR necessita do registo de cada série, pelo que foi aplicada a ferramenta *Remover Duplicados* ao nível da tag *SeriesInstanceUID*, obtendo-se 61.663 séries, *i.e.*, 61.663 linhas de Excel, pelo que a abertura deste ficheiro já foi possível. Assim, obtém-se um ficheiro com todas as séries, ou seja, com todos os valores de SAR únicos para cada série.

Em ambos os dados, qualquer que fosse o nível de exploração (*PatientID*, *StudyInstanceUID* ou *SeriesInstanceUID*) variadas transformações foram efetuadas a fim de conseguir manipular os dados no Excel. Por defeito, os campos numéricos (*e.g.*, *PatientWeight*, *EchoTime*, *FlipAngle*) não são entendidos como tal pelo Excel. Fórmulas de formatação foram aplicadas a cada um dos necessários campos (**Figura 6.10**).

Tabela 6.3. Repositório ICNAS: definição dos tipos de estudo, tendo em conta a descrição na tag DICOM *StudyDescription*.

Categoria definida	Descrições na tag StudyDescription	Categoria definida	Descrições na tag StudyDescription
Abdómen/ Pélvis	Abdomen e Pelvica	Joelho	knee^clinical libraries
	abdomen^general	Cardíaco	heart^localizer
	abdomen^HUC		IBILI^RADIAL_Cardiaco
	abdomen^kidneys	Ombro	shoulder^clinical libraries
	hip^clinical libraries		Foot^GO-DACT
	pelvis^clinical libraries prostate	Pé	Foot^ICNAS
Coluna	pelvis^Estadiamento Neo Rectal		Foot^Sanfil
	pelvis^HUC	Esclerose Múltipla	IBILI^Esclerose Multipla_Roche_PPD
	pelvis^library	Tornozelo	ankle^clinical libraries
	C-spine + L-spine	Pulso	wrist^clinical libraries
	c-spine^clinical libraries		Leg^ICNAS
	c-spine^HUC	Perna	Leg^Sanfil
Crânio	c-spine^library	Cotovelo	elbow^clinical libraries
	I-spine^clinical libraries	fMRI	gc^fMRI
	I-spine^library	DTI	IBILI^DTI
	t-spine^clinical libraries	Pescoço (tecidos moles)	neck_soft-tissue^clinical libraries
	whole-spine^clinical libraries		
	head^advanced applications libraries		
	head^clinical libraries		
	head^HUC		
	head^library		
	head^Sanfil		
	head^Teste		
	HLUZ^RM Encefalico		
	IBILI^Cranio		

The screenshot shows the Microsoft Excel interface with the following data table:

	A	B	C	D	E	F
1	PatientID	PatientSex	PatientAge	PatientAgeF	PatientWeight	PatientWeightF
2	08.12.02-14:49:50- F		018Y		18 67.0	=VALOR.NÚMERO([@PatientWeight];".")
3	0007	M	024Y		24 70.0	
4	0015	F	024Y		24 55.0	
5	0005	M	021Y		21 70.0	

The formula bar shows the formula for cell F2: `=VALOR.NÚMERO([@PatientWeight];".")`.

Figura 6.10. Exemplificação de formatação de campos numéricos no Excel.

Nos dados referentes ao ICNAS, as tags *PatientAge* e *PatientSize* necessitaram de maior atenção, visto que existiam algumas especificidades e inconsistências dos dados. A tag *PatientAge* possui uma formatação específica, com 3 dígitos iniciais e uma letra no final indicativa da unidade temporal da idade (e.g., 018Y, correspondendo a 18 anos), contendo as variantes Y = *year* (ano), W = *week* (semana) e D = *day* (dias). Neste caso, o valor numérico da idade encontra-se codificado neste formato específico e, além disso, em diferentes unidades de tempo. Optou-se pela aplicação de uma fórmula que transformou este campo em valores numéricos convertidos em anos (apenas 6 doentes se encontram na gama de idade de semanas e dias) (**Figura 6.11**). Nos dados da BDO, a tag *PatientAge* está codificada com mesma formatação, registando-se apenas a variante “Y”; foi aplicada uma fórmula semelhante que permitiu a conversão para formato numérico de anos. A tag *PatientSize* também foi alvo de formatação devido à inconsistência na unidade de medida, onde uns valores se encontram em metros e outros em centímetros (**Figura 6.11**).

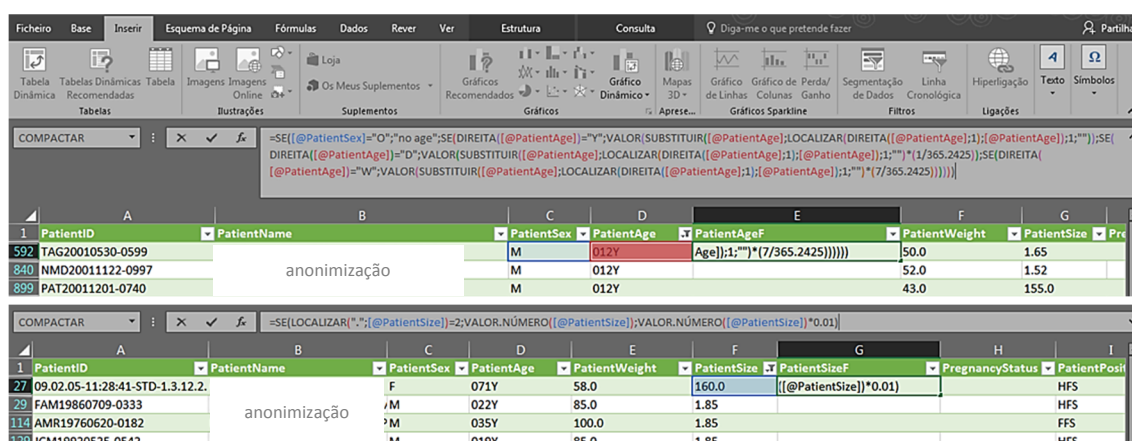


Figura 6.11. Exemplificação de formatação relativa à tag *PatientAge* (em cima) e *PatientSize* (em baixo).

Seguidamente, realizou-se a caracterização da população para ambas as bases de dados (Capítulo 6.4). Esta caracterização possibilitou a seleção da amostra em ambas as bases de dados, possibilitando as consequentes manipulações no Excel, nomeadamente a criação de um novo ficheiro Excel que reúne as séries para um dado tipo de estudo. Assim, após seleção da amostra, foi criado um ficheiro Excel individualizado para cada tipo de estudo, totalizando duas variedades, Abdómen/Pélvis e Crânio.

Realizada a divisão de cada tipo de estudo, procederam-se a adicionais formatações. Foram adicionadas quatro novas colunas com nova informação, nomeadamente o cálculo de IMC, a divisão em categorias de massa, a divisão em categorias de IMC e a identificação das SqP. O cálculo do IMC seguiu a fórmula $IMC = Massa\ Corporal / Altura^2$ [65]. A divisão em categorias de massa e a divisão em categorias de IMC seguiu os critérios apresentados na **Tabela 6.4.** e **Tabela 6.5.** Os critérios foram aplicados com fórmulas de Excel que permitiram a classificação automática de cada valor de massa e IMC na categoria adequada.

Tabela 6.4. e **Tabela 6.5.** Categorias de Massa Corporal e IMC definidas no contexto do trabalho.

Categoria	Massa Corporal (Kg)
M1	<60
M2	60-69
M3	70-79
M4	80-89
M5	90-99
M6	≥100

Categoria	IMC (Kg/m²)
IMC1	<18,50
IMC2	18,50-24,99
IMC3	25-29,99
IMC4	≥30

Para o nome das sequências de pulso, foram agrupadas sequências com igual abreviatura no que concerne ao tipo de sequência escrito na tag *SequenceName*. Segundo explanado nos documentos Siemens [18], [66], as variantes das SqP são abreviadas, compreendendo vários parâmetros, entre os quais, as primeiras letras, que correspondem à abreviatura que determina o tipo de sequência. Assim, agruparam-se as sequências do mesmo tipo, tendo como base as letras iniciais da abreviatura, resumidas na **Tabela 6.6.** De igual modo foi aplicada uma fórmula de Excel permitindo a caracterização automática de cada SqP.

Tabela 6.6. Abreviaturas observadas e correspondentes tipos de sequências identificadas.

Abreviatura	Tipo de Sequência	Abreviatura	Tipo de Sequência	Abreviatura	Tipo de Sequência
ci	CISS	h	HASTE	tfi	TrueFISP
de	DESS	me	MEDIC	tse	TSE
ep	EPI	pc	Phase Contrast	tseB	TSE+BLADE
epfid	EPI-FID	spc	SPACE	tseBR	TSE+BLADE+RESTORE
epse	EPI-SE	spcir	SPACE+IR	tir	TurboIR
fm	Field Mapping	spcR	SPACE+RESTORE	tirB	TurboIR+BLADE
fi	FISP	se	Spin Echo	tseR	TSE+RESTORE
fl	FLASH	swi	SWI	tfl	TurboFLASH

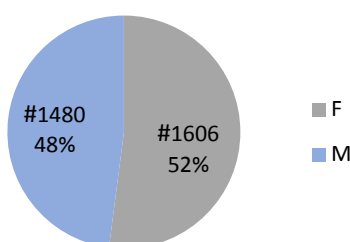
6.4. Caracterização da População e Seleção da Amostra

Ambas as bases de dados possuem variedade de estudos e respetivas SqP associadas. Nos seguintes capítulos faz-se a caracterização de ambas as populações, seguida da seleção da amostra e respetivas SqP.

6.4.1. População ICNAS (3 T)

Na população ICNAS contabilizam-se um total de 3 086 utentes, sendo uma percentagem de 52% do sexo feminino (F) e 48% do sexo masculino (M). A média de idades é de 50 anos (**Gráfico 6.1**).

População ICNAS (3 T):
distribuição de género



População ICNAS (3 T):
distribuição de idades

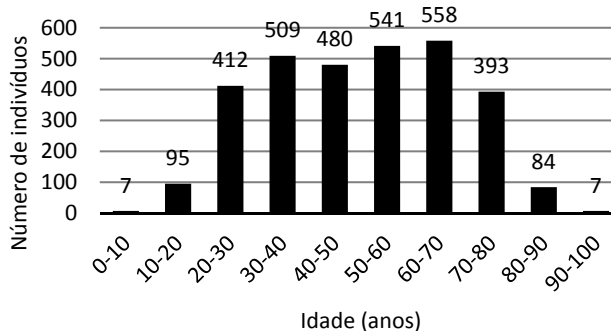
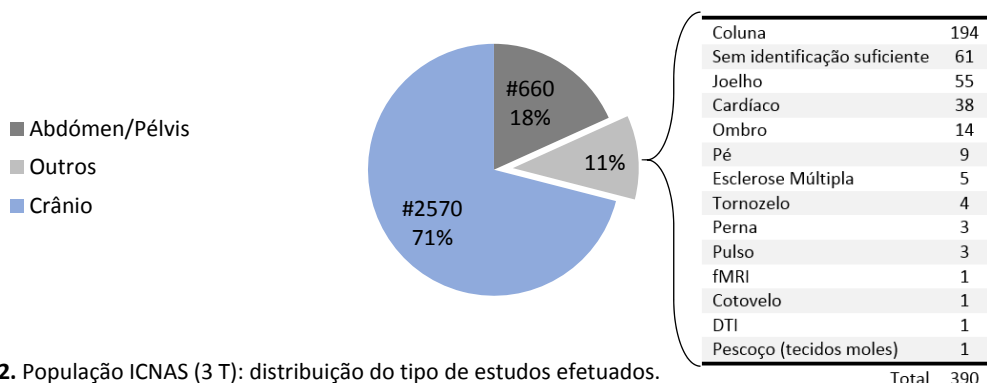


Gráfico 6.1. Amostra ICNAS (3 T). À esquerda: distribuição de doentes segundo o género (F – feminino; M – masculino). À direita: distribuição de doentes segundo a idade (anos).

Na população da mesma instituição, contabiliza-se um total de 3 620 estudos. Quando ao tipo de estudos efetuados, 71% dizem respeito a estudos de Crânio, 18% a estudos Abdómen/Pélvis e outros 11% onde se incluem cardíacos, joelho, coluna, entre outros (**Gráfico 6.2**).

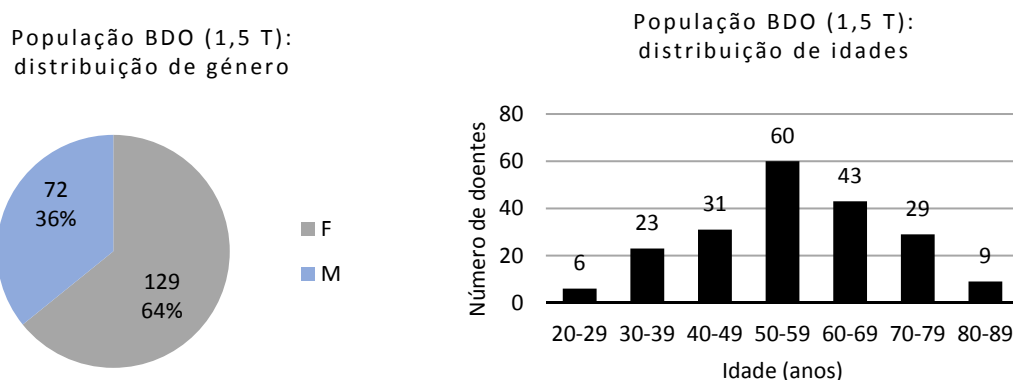
População ICNAS (3 T): distribuição do tipo de estudos

**Gráfico 6.2.** População ICNAS (3 T): distribuição do tipo de estudos efetuados.

A seleção de amostra teve como critério a contagem de estudos. Assim, selecionaram-se como amostra os estudos de Crânio e Abdómen/Pélvis, visto serem os mais efetuados pela instituição.

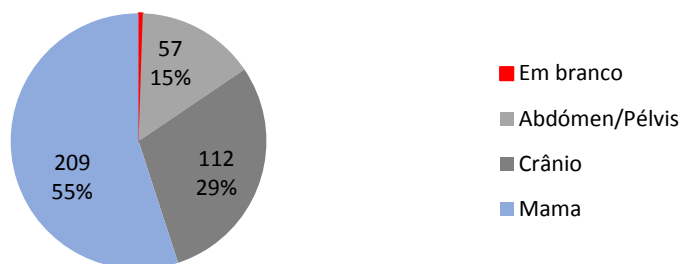
6.4.3. População BDO (1,5 T)

Na população da Base de Dados Online, contabilizam-se um total de 201 doentes, sendo uma percentagem de 64% do sexo feminino (F) e 36% do sexo masculino (M). Em termos de idade, tem-se uma média de 57 anos (**Gráfico 6.3**).

**Gráfico 6.3.** Amostra BDO (1,5 T). À esquerda: distribuição de doentes segundo o género (F – feminino; M – masculino). À direita: distribuição de doentes segundo a idade (anos).

Na amostra BDO, contabiliza-se um total de 380 estudos. Quando ao tipo de estudos efetuados, 55% dizem respeito a estudos de mama, 29% a estudos de Crânio, 15% estudos Abdómen/Pélvis e 2% não tinha informação na tag *BodyPartExamined* (**Gráfico 6.4**).

Amostra BDO (1,5 T): distribuição do tipo de estudos

**Gráfico 6.4.** Amostra BDO (1,5 T): distribuição do tipo de estudos efetuados.

A disponibilidade de séries na amostra BDO é mais reduzida comparativamente à amostra ICNAS. Como um dos objetivos específicos se prendeu com a comparação entre 1,5 T e 3 T, selecionaram-se da BDO os estudos de Abdómen/Pélvis e Crânio.

6.4.5. Sequências de Pulso selecionadas

Visto que se pretende analisar os valores da SAR com a SqP (dentro de cada tipo de estudo), uma divisão adicional foi efetuada, selecionando-se as SqP e respetiva ponderação com maior número de contagem de séries, criando-se um ficheiro Excel para cada SqP. Para que a comparação 1,5 / 3 T fosse possível, foi tido em atenção a presença das SqP em ambas as bases de dados (**Tabela 6.7**).

Tabela 6.7. Para cada base de dados, selecionam-se as seguintes Sequências de Pulso.

ICNAS	BDO
Abdómen/Pélvis	Abdómen/Pélvis
EPI	EPI
HASTE pT2	HASTE pT2
SPACE+RESTORE pT2	FLASH pT1
FLASH pT1	TSE pT2
TSE pT2	
Crânio	Crânio
TurboFLASH MPRAGE	TurboFLASH MPRAGE
EPI-FID	EPI-FID
SPACE+IR pT2	EPI
SPACE pT2	TurboIR pT2
EPI	TSE pT2
FLASH pT1	
TSE pT2	
TurboIR pT2	
TSE+RESTORE pT2	

pT1: ponderação em T1; pT2: ponderação em T2

6.5. Métodos de Apresentação de Resultados e Análise Estatística

Efetuada a divisão entre tipos de estudos e respectivas SqP selecionadas, faz-se, seguidamente, a descrição da metodologia de apresentação de resultados e análise estatística aplicada em cada SqP. O *software* comercial MATLAB (versão R2015b, 64 bits, *The MathWorks Inc.*, Natick, Massachusetts, United States) foi utilizado para os procedimentos seguidamente descritos, permitindo uma maior automatização e uniformização na elaboração de gráficos e cálculos, visto que se elaborou um código rapidamente adaptável a cada SqP.

Para os dados ICNAS, a ilustração gráfica dos dados fez-se recorrendo a diagramas de caixa. Assim, cada SqP é caracterizada por três diagramas de caixa: SAR vs. Massa Corporal, SAR vs. IMC e SAR vs. Género (note-se que a massa e IMC estão categorizados segundo as **Tabelas 6.4 e 6.5**). Cada diagrama de caixa está acompanhado de uma tabela, que inclui os seguintes descritores: extremo superior, quartil superior, mediana, quartil inferior, extremo inferior, média, gama de valores, intervalo interquartil, número de amostras e número de valores discrepantes. A gama de valores é calculada subtraindo o extremo inferior ao extremo superior (ES-EI), e o IIQ calcula-se subtraindo o quartil inferior ao quartil superior (Q3-Q1). Na **Figura 6.12** exemplifica-se um diagrama de caixa e respetiva tabela que o acompanha, assinalando-se a localização dos descritores e a enumeração das abreviaturas utilizadas nos descritores. Note-se a presença de valores discrepantes, cujos valores são contabilizados no cálculo da média.

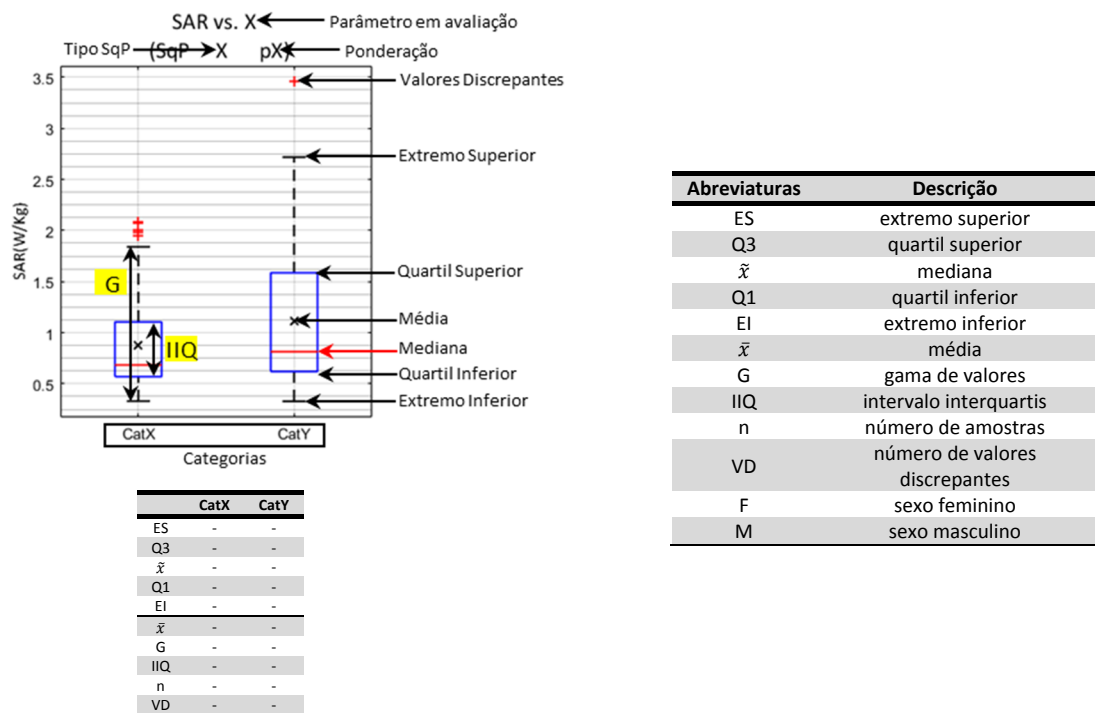


Figura 6.12. À esquerda: exemplificação do diagrama de caixa utilizado para descrição de cada SqP, acompanhado da respetiva Tabela de descritores. À direita: abreviaturas utilizadas em cada Tabela de descritores.

Primeiramente, para cada tipo de estudo (Abdómen/Pélvis e Crânio), os dados ICNAS são caracterizados com um diagrama de caixa SAR vs. SqP, permitindo averiguar as diferenças de SAR entre cada SqP. Seguidamente, para cada SqP (e respetiva ponderação selecionada), os dados ICNAS são caracterizados com três diagramas de caixa já mencionados: SAR vs. Massa Corporal, SAR vs. IMC e SAR vs. Género.

O repositório BDO foi utilizado para a comparação dos dados ICNAS de 3 T com 1,5 T. Note-se que, na BDO, a quantidade de séries é bastante reduzida quando comparada com a base de dados ICNAS. De forma a cumprir o objetivo de comparação 1,5 T/3 T, optou-se por comparar os dados relativos à SqP, *e.g.*, no estudo de Crânio, comparam-se os valores de SAR obtidos para a SqP EPI em 1,5 T e 3 T.

Para os dados ICNAS, após a representação gráfica (diagramas de caixa) e respetivos descritores, avaliam-se as diferenças entre categorias com base em testes de hipóteses.

Na avaliação das diferenças entre categorias de massa e das diferenças entre categorias de IMC, aplicou-se o teste de Kruskal-Wallis, um teste de natureza não paramétrica, que não requer o pressuposto de que os dados seguem uma distribuição normal e não é grandemente afetado pela presença de valores discrepantes. Optou-se por uma análise mais conservadora, *i.e.*, na impraticabilidade de testar todos os grupos de variáveis quanto à sua normalidade, recorreu-se a um teste não paramétrico, que possui as vantagens enumeradas e, além disso, mesmo na presença de distribuições aproximadamente gaussianas, o teste possui uma boa performance. Em caso de resultado estatisticamente significativo (utiliza-se um nível de significância α igual a 0,05), procurou-se o(s) par(es) de categorias onde reside a diferença recorrendo-se à comparação múltipla e nível de significância igual a 0,05 (o teste de Kruskal-Wallis apenas permite concluir que há uma diferença, mas não identifica entre que categorias ocorre essa diferença). Utilizam-se as funções *kruskalwallis* e *multcompare* integradas no MATLAB [67], [68]. Depois de identificados os pares, calculou-se o tamanho do efeito, o Delta de Cliff (δ), medição de natureza não-paramétrica, igualmente adequada à presença de valores discrepantes, que permite avaliar a magnitude da diferença entre duas categorias. A magnitude pode ser classificada como: insignificante quando $|\delta| < 0,147$; pequena quando $0,147 < |\delta| < 0,33$; moderada quando $0,33 < |\delta| < 0,474$; e grande quando $|\delta| > 0,474$ [69]–[71]. O formato de tabela é o escolhido para apresentação dos resultados estatísticos (**Figura 6.13**)

	S.E.	Resultado	Par	Efeito	
				δ	I.C.
Teste de Kruskal-Wallis	Massa	Valor-P (em caso de S.E) ou n.s.	$\chi^2 (df, N = \dots) = ChiSq$	Mx/My	[... ; ...]
	IMC		$\chi^2 (df, N = \dots) = ChiSq$	IMCx/IMCy	[... ; ...]
Teste de Wilcoxon	Género		$U () = SO, Z = \dots$		[... ; ...]

S.E.: Significância Estatística; n.s.: Não Significativo; I.C.: Intervalo de Confiança; I: irrelevante; P: pequeno; M: moderado; G: grande.

Figura 6.13. Exemplificação da Tabela de resultados dos Testes de Hipóteses, onde: df = graus de liberdade; N = número total de amostras; ChiSq = valor de Qui-Quadrado; SO = soma das ordens; Z = valor-Z; Mx/My ou IMCx/IMCy = par onde há diferença com S.E.; [... ; ...] extremo inferior e superior do intervalo de confiança para Delta de Cliff.

O MATLAB não possui nenhuma função para o cálculo do Delta de Cliff, apesar de já existir uma *toolbox* desenvolvida e disponível para utilização na plataforma *MathWorks* [72] e que contém outras medidas de tamanho do efeito. Procurando por alternativas, encontrou-se uma *macro* em Excel desenvolvida por Joachim Goedhart para o cálculo do Delta de Cliff e respetivo intervalo de confiança [73]. Porém, esta *macro* apresentava problemas quando inseridos os dados do presente trabalho devido à sua grande quantidade. Pesquisa adicional retornou um código de MATLAB que calcula apenas o Delta de Cliff (sem o intervalo de confiança) [74]. Utilizou-se a supracitada referência como função de MATLAB para cálculo do Delta de Cliff. Além disso, estudou-se a matemática envolvida no cálculo dos respetivos intervalos de confiança, com objetivo de completar a função MATLAB. Teve-se como referência a *macro* Excel desenvolvida por Goedhart e o artigo de Feng e Cliff [75]. A função MATLAB desenvolvida foi testada utilizando dois exemplos [73], [76] cujos resultados finais são conhecidos, comprovando-se o correto cálculo. A função *DeltaCliff* desenvolvida pela autora pode ser consultada em anexo.

Um método ligeiramente diferente foi aplicado na avaliação de diferenças entre géneros. Recorreu-se ao teste de hipóteses de *Wilcoxon* de Soma das Ordens (*Wilcoxon Rank Sum Test*), para testar se as medianas das duas populações são iguais. Assim, para cada tipo de estudo, em cada tipo de SqP, averiguou-se se existe diferença estatisticamente significativa para a diferença de medianas entre mulheres e homens. Avaliaram-se três cenários: o cenário 1, onde se averiguou se existe diferença entre as medianas das duas populações; o cenário 2, onde se averiguou se a mediana do sexo feminino é menor que a mediana do sexo masculino; e o cenário 3, onde se averiguou se a mediana do sexo feminino é maior que a mediana do sexo masculino. Definem-se as hipóteses dos cenários, assim como o respetivo valor-Z crítico e regra de rejeição de H_0 para um nível de significância $\alpha = 0,05$ (Tabela 6.8). O tamanho do efeito também foi calculado, utilizando-se novamente o Delta de Cliff.

Tabela 6.8. Cenários avaliados em teste de Wilcoxon para a diferença entre géneros.

	Hipótese Nula	Hipótese Alternativa	Valor-Z crítico*	Regra de rejeição de H_0
Cenário 1		$H_1: \tilde{x}_F \neq \tilde{x}_M$	1,96	$Z_d \leq -Z_{crit}$ ou se $Z_d \geq Z_{crit}$
Cenário 2	$H_0: \tilde{x}_F = \tilde{x}_M$	$H_1: \tilde{x}_F < \tilde{x}_M$	-1,645	$Z_d \leq Z_{crit}$
Cenário 3		$H_1: \tilde{x}_F > \tilde{x}_M$	1,645	$Z_d \geq Z_{crit}$

* para $\alpha = 0,05$; Z_d : Valor-Z obtido com os dados; Z_{crit} : Valor-Z crítico.

6.5.1. Normalidade, Testes de Hipóteses e Tamanho do Efeito

O presente trabalho utilizou uma base de dados rica em amostras. Após elaboração dos primeiros diagramas de caixa caracterizadores de cada SqP, sugeriu-se a aplicação de testes de hipóteses para avaliar a significância estatística das diferenças entre categorias de massa, categorias de IMC e género. Após cuidada pesquisa, verificou-se que a aplicação de testes de hipóteses em grandes quantidades de dados possui algumas particularidades que merecem atenção numa secção individualizada, procurando justificar a metodologia aplicada e servir de esclarecimento para conceitos estatísticos relevantes no presente trabalho.

Entende-se que a distribuição Normal é uma distribuição de probabilidade contínua, caracterizada por uma média μ e desvio padrão σ [77]. Vários procedimentos estatísticos, nomeadamente os testes paramétricos, possuem como pressuposto a normalidade dos dados [78]. Por forma a avaliar a normalidade, existem os métodos visuais (*e.g.*, diagramas de caixa) e os métodos de teste de hipóteses (*e.g.*, *Kolmogorov-Smirnov* e *Shapiro-Wilk*). A representação gráfica da distribuição dos dados permite ao leitor realizar uma avaliação própria, sendo passível de subjetividade e dependente da experiência e conhecimento estatístico. Os referidos testes de hipóteses avaliadores da normalidade comparam a função de distribuição empírica dos dados com a função de distribuição normal com a mesma média e desvio padrão. A hipótese nula (H_0) é “a distribuição dos dados é normal”; se o teste é significativo quanto ao valor-P, a distribuição não é normal [78]–[80].

Contudo, os testes de normalidade possuem um problema comum, que reside na sensibilidade à presença de valores discrepantes na amostra. Uma única observação discrepante pode levar à rejeição da hipótese nula, mesmo que a maioria da distribuição dos dados seja próxima a uma distribuição normal [81]. O teste de *Kolmogorov-Smirnov* é altamente sensível à presença de valores extremos [78]. Por outro lado, um dos mais conhecidos programas de análise estatística (SPSS, *Statistical Package for the Social Sciences*, IBM) recomenda que os testes *Kolmogorov-Smirnov* com correção de *Lilliefors* e *Shapiro-Wilk* sejam efetuados apenas para tamanhos de amostra inferiores a 50 [78], [82]. Um outro problema dos testes formais de normalidade reside no facto de que a probabilidade de rejeitar a hipótese nula tende a aumentar ligeiramente com o aumento do tamanho da amostra [80]. Para tamanhos elevados da amostra, esperam-se resultados significativos, mesmo em casos onde o desvio à normalidade é baixo [78]. Uma combinação entre inspeção visual e testes formais de normalidade deve ser aplicada para avaliar se o pressuposto de normalidade é aceitável ou não. Se for considerado que a distribuição dos dados se apresenta com um desvio substancial à normalidade, deve seleccionar-se um método não paramétrico [83].

Os testes não paramétricos podem ser descritos como testes “livres de distribuição”, *i.e.*, não possuem pressupostos sobre a distribuição dos dados. Assim, quando o pressuposto de distribuição normal não é verificado, a estatística não paramétrica deve ser utilizada, possuindo vantagens como: o tamanho da amostra não é tão importante; pode ser utilizado quando as observações provêm de diferentes populações; possuem menos pressupostos; a distribuição não necessita de ser normal; valores discrepantes podem estar presentes. De referir que, mesmo quando existe proximidade a uma distribuição normal, a aplicação de testes não paramétricos continua eficiente [84]. Dada a impossibilidade de testar todos os conjuntos de dados para a normalidade, aliada à elevada presença de valores discrepantes e grande amostra, optou-se pela aplicação de testes não paramétricos no presente trabalho.

Um outro conceito relevante é o valor-P, que é utilizado na avaliação dos resultados e permite perceber, *e.g.*, se um tratamento teve ou não efeito numa dada patologia, levando-se à conclusão que se deve utilizar o tratamento para um valor-P abaixo de 0,05, um valor padronizado [85]. Assim, um resultado é classificado como “significativo” se o valor-P produzido através de um teste de hipóteses está abaixo de 0,05. Contudo, o valor-P representa informação limitada. No contexto do

presente trabalho, torna-se relevante dizer que o valor-P é influenciado pelo tamanho da amostra, de tal forma que, para grandes amostras, é expectável que o valor-P seja baixo, produzindo resultados estatisticamente significativos [86]. Ao obter um resultado estatisticamente significativo, a importância prática pode ser (ou não) importante. Por outro lado, obter um resultado estatisticamente não significativo pode revelar-se (ou não) importante. Levanta-se a questão: qual o alcance e significado dos resultados tidos como sendo, ou não, estatisticamente significativos? [87]

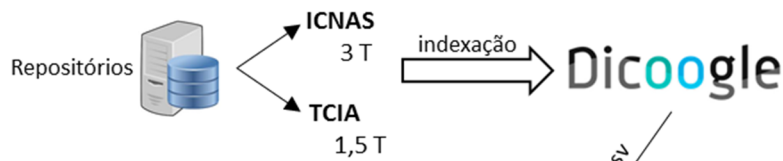
Derivado desta problemática, recomendações da APA (*American Psychological Association*) indicam que deve incluir-se informação sobre a magnitude do efeito, *i.e.*, relatar uma medida de importância do efeito ou relação encontrada [84]. Enquanto conceito estatístico, o tamanho, dimensão ou magnitude do efeito pode ser definido como o grau em que o fenómeno está presente na população, *i.e.*, a diferença efetiva na população. Quanto maior for o tamanho do efeito, maior será a manifestação do fenómeno na população [87]. Uma medida do tamanho do efeito deve ser apresentada a seguir ao valor-P, aquando um teste de hipótese nula. O valor-P torna-se insuficiente para suportar a significância da relação entre variáveis ou da significância da diferença entre grupos. O aumento do tamanho da amostra, diminui o erro padrão e o valor-P tende a diminuir. Por vezes um resultado estatisticamente significativo apenas indica que foi utilizada uma grande amostra. Enumeram-se os benefícios da utilização de medidas do tamanho do efeito: refletem o grau de força da relação entre variáveis e permitem que se faça a avaliação (em termos de significado) de tal grau de relação; permitem a comparação de resultados entre várias fontes e trabalhos científicos [88]. Recomenda-se que, quando encontrado um resultado estatisticamente significativo num teste não paramétrico, o mesmo deve vir sempre acompanhado de uma medida da magnitude do efeito não paramétrica. Exemplifica-se a medida de efeito não paramétrica denominada Delta de Cliff, apropriada para comparar a magnitude da diferença entre dois grupos [84].

A utilização de grandes quantidades de dados ("*Big Data*") deu origem a esta problemática centrada na limitação do valor-P. No caso de grandes amostras, o valor-P calculado é, geralmente, muito próximo de zero, garantindo a significância estatística. As medidas de tamanho do efeito assumem uma grande importância, reportando a significância prática, enquanto que o valor-P reporta a significância estatística. O tamanho do efeito é menos influenciado pelo tamanho da amostra, sendo mais confiável em caso de grandes amostras, onde a probabilidade de encontrar um resultado estatisticamente significativo aumenta grandemente. Uma combinação entre intervalos de confiança e medidas de tamanho do efeito tem vindo a tornar-se popular nas publicações académicas. Calcula-se o intervalo de confiança para cada tamanho do efeito; assim, a medida de efeito é mais informativa. Ao reportar a medida de tamanho do efeito em conjunto com um intervalo de confiança permite-se o ajustamento em relação ao tamanho da amostra [89]. Amostras grandes tendem a produzir intervalos de confiança mais precisos. Porém, a importância clínica, biológica, ou teórica não poderá ser dada por um teste estatístico, mas sim pela avaliação do cientista [86].

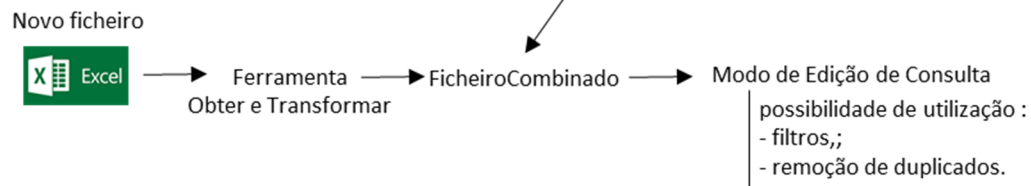
6.6. Resumo da Metodologia

Tendo em conta que o presente estudo se caracteriza como descritivo e exploratório, recorre-se a medidas de SAR extraídas da respetiva tag DICOM para cada série. Primeiramente, efetua-se a indexação de ambas as bases de dados (ICNAS - 3 T e BDO - 1,5 T) no Dicoogle, seguindo-se a extração dos ficheiros .csv e visualização numa folha Excel. Observam-se os dados, procurando necessidades adicionais de formatação e procedendo-se à filtragem e separação em tipos de estudo. Estas etapas são replicadas para ambas as bases de dados. Efetua-se a seleção da amostra (Abdómen/Pélvis e Crânio) que será passível de análise no presente trabalho, sob a qual são identificadas e selecionadas as SqP individualizadas. Para cada SqP da base de dados ICNAS elaboram-se os diagramas de caixas SAR vs. Massa Corporal, SAR vs. IMC e SAR vs. Género, assim como o cálculo das respetiva estatística para cada SqP. Depois, comparam-se os dados 1,5 T/3 T, com a elaboração de diagramas de caixas ao nível dos valores de SAR para cada SqP. Para um esquema-resumo da metodologia aplicada, ver **Figura 6.14**.

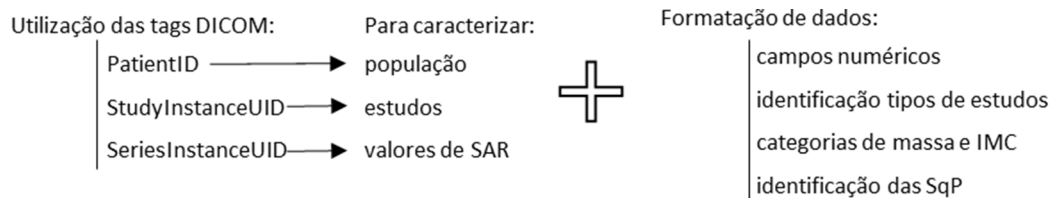
1 Tipologia e Recolha de dados



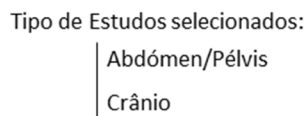
2 Organização dos dados



3 Exploração e Formatação dos dados



4 Caracterização da População e Seleção da Amostra



5 Metodologia de Apresentação de Resultados e Análise Estatística

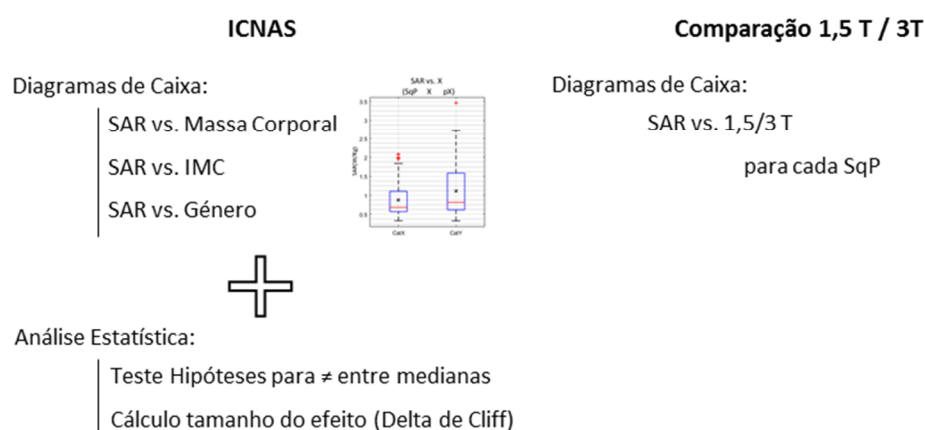


Figura 6.14. Esquema-resumo da Metodologia aplicada.

Capítulo 7

Resultados e Análises

Neste capítulo faz-se a apresentação dos resultados, cujos metadados obtidos em ambas as bases de dados são a matéria-prima da caracterização das amostras de estudos de Abdómen/Pélvis e Crânio. O capítulo divide-se em dois subcapítulos: 7.1, relativa aos resultados da base de dados ICNAS (3 T) e 7.2 relativa à comparação de resultados entre 1,5 T e 3 T.

7.1. Amostra ICNAS (3 T)

A amostra ICNAS considerada reúne um total de 47 719 séries, sendo 17 812 de estudos abdomino-pélvicos e 29 907 de estudos de crânio. Na **Tabela 7.1.** faz-se uma caracterização breve de cada tipo de estudo para parâmetros relevantes.

Tabela 7.1. Breve caracterização do tipo de estudos da amostra ICNAS.

	Abdómen/Pélvis		Crânio	
	Média	Gama	Média	Gama
Idade (anos)	62	20 – 98	46	12dias-93
Altura (metros)	1,69	1,5 – 1,92	1,67	0,5 – 1,96
Massa Corporal (Kg)	81	60 – 120	76	2,5 – 115
IMC (Kg/m ²)	28	21 – 42	27	10 – 41
SAR (W/Kg)	1,797	0,020 – 3,999	0,237	0 – 3,483
Nº séries	17 812		29 907	
Sexo Feminino	2 575		15 774	
Sexo Masculino	15 237		14 133	

7.1.1. Estudos Abdómen/Pélvis

Os estudos abdomino-pélvicos totalizam 17 812 séries de acordo com as SqP e respetivas ponderações de imagem selecionadas: EPI, HASTE_{pT2}, SPACE+RESTORE_{pT2}, FLASH_{pT1} e TSE_{pT2}.

O diagrama de caixas SAR vs. SqP (ordenado segundo ordem crescente de mediana, **Gráfico 7.1**) permite observar a distribuição da SAR para cada SqP. A SqP TSE_{pT2} possui a maior gama de valores, demonstrando uma maior variabilidade de SAR, tanto a nível dos valores de extremo como no IIQ. Além disso, é a única SqP com cerca de 50% dos valores de SAR registados situados acima de 2 W/Kg (1º nível de controlo); as outras SqP possuem apenas cerca de 25% dos registos (FLASH_{pT1} e SPACE+RESTORE_{pT2}) ou outras percentagens menores (HASTE_{pT2} e EPI). A ordenação crescente das SqP segundo a mediana coincide com a ordenação crescente segundo o valor do extremo superior, Q3, Q1 e média.

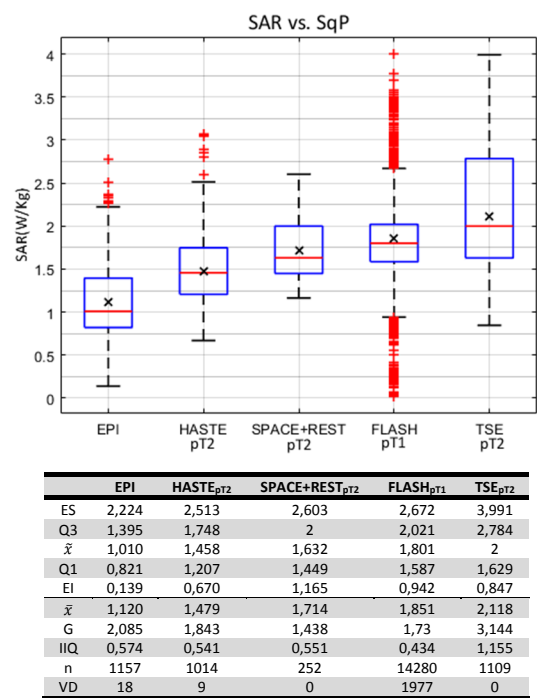


Gráfico 7.1. ICNAS, Abdómen/Pélvis: diagrama de caixas SAR vs. SqP, ordenado segundo mediana crescente.

TSE_{pT2}

No diagrama de caixas SAR vs. Massa Corporal, a maior gama de valores e IIQ regista-se na categoria M3. Excetuando M2, o extremo superior, Q3, mediana e média registam valores progressivamente menores à medida que aumenta a categoria de massa. O teste de Kruskal-Wallis revelou resultados estatisticamente significativos para a diferença entre medianas, mais concretamente no par M3/M5 (classificação de Cliff “pequeno”).

No diagrama de caixas SAR vs. IMC, a menor gama de valores e IIQ são registados em IMC4. Os valores de extremos e quartis tendem a diminuir com o aumento da categoria de IMC. Cerca de metade dos registos localizam-se acima de 2W/Kg em IMC2 e IMC3, notando-se uma percentagem inferior em IMC4. O teste de Kruskal-Wallis revelou diferenças de medianas estatisticamente significativas, que se localizam nos pares IMC2/IMC4 (“moderado”) e IMC3/IMC4 (“pequeno”).

Na distinção entre géneros, a gama de valores é maior no sexo masculino, assim como o IIQ, extremo superior e Q3. Em ambos os géneros, cerca de metade dos registos localiza-se acima de 2W/Kg. O teste de Wilcoxon revela não significância estatística na diferença entre medianas.

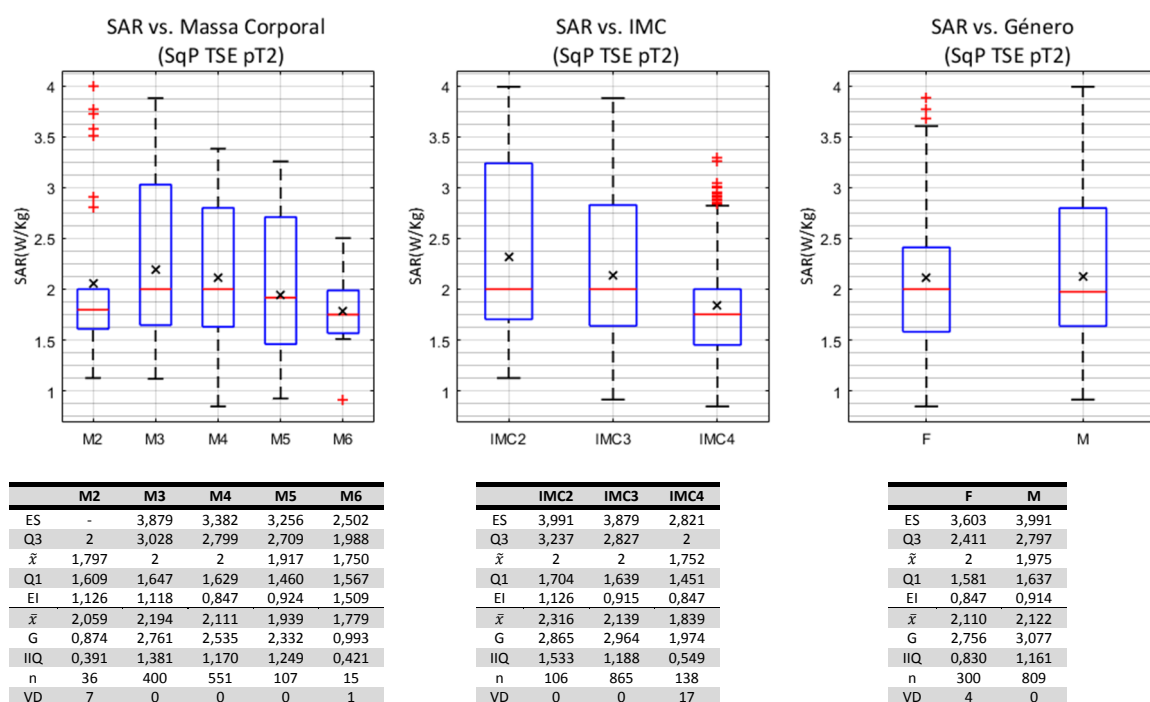


Gráfico 7.2. ICNAS, Abdómen/Pélvis, SqP TSE_{pT2}: diagramas de caixa SAR vs. Massa Corporal, SAR vs. IMC e SAR vs. Género.

Tabela 7.2. ICNAS, Abdómen/Pélvis, SqP TSE_{pT2}: resultados dos testes estatísticos.

		S.E.	Resultado	Par	δ	Efeito I.C.	Classificação
Teste de Kruskal-Wallis	Massa	$p = 0,003$	$\chi^2 (4, N = 1109) = 16,373$	M3/M5	0,200	[0,079; 0,315]	P
	IMC	$p < 0,001$	$\chi^2(2, N = 1109) = 31,434$	IMC2/IMC4 IMC3/IMC4	0,350 0,262	[0,211; 0,475] [0,159; 0,359]	M P
Teste de Wilcoxon	Género	$n.s.$	$U (1109) = 169696. Z = 0.678. p = 0.50$				

S.E.: Significância Estatística; n.s.: Não Significativo; I.C.: Intervalo de Confiança; I: irrelevante; P: pequeno; M: moderado; G: grande.

FLASH_{pT1}

No Gráfico SAR vs. Massa Corporal, os valores de Q1, extremo inferior, mediana e média decrescem com o aumento da categoria de massa, com exceção para a categoria M6. Aplicou-se o teste de Kruskal-Wallis, que revelou diferenças de medianas estatisticamente significativas entre vários pares de massa, entre eles a classificação de “moderado” em M2/M4, M2/M5 e M2/M6.

No Gráfico SAR vs. IMC, a posição de Q3, Q1, mediana, média e extremo inferior tende a registar valores mais baixos com o aumento da categoria de IMC. O teste de Kruskal-Wallis revela diferenças estatisticamente significativas localizadas em IMC2/IMC3, IMC2/IMC4, IMC3/IMC4.

No diagrama de caixas SAR vs. Género, observa-se que a posição do extremo superior é ligeiramente mais elevada no sexo feminino, assim como Q3 e Q1. O teste de Wilcoxon revelou-se estatisticamente significativo para as diferenças entre medianas e para a hipótese de o sexo feminino ter mediana superior.

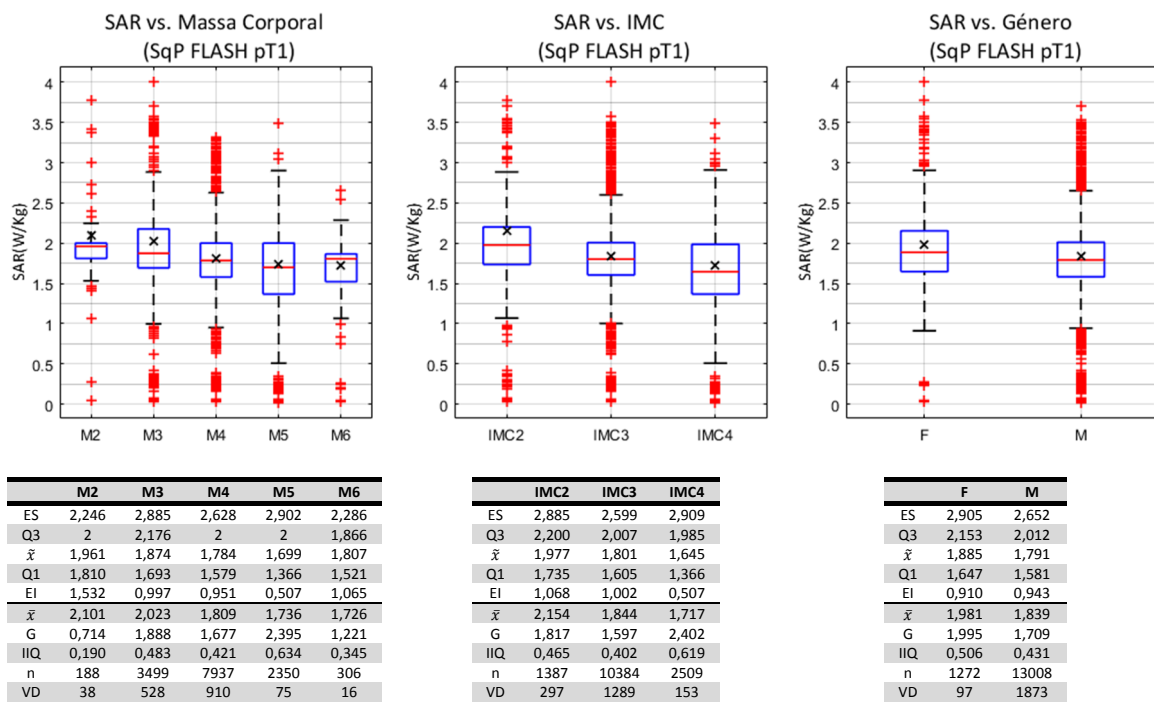


Gráfico 7.3. ICNAS, Abdómen/Pélvis, SqP FLASH_{pT1}: diagramas de caixa SAR vs. Massa Corporal, SAR vs. IMC e SAR vs. Género.

Tabela 7.3. ICNAS, Abdómen/Pélvis, SqP FLASH_{pT1}: resultados dos testes estatísticos.

S.E.				Resultado		Efeito	
				Par	δ	I.C.	Classificação
Teste de Kruskal-Wallis	Massa	$p < 0,001$	$\chi^2 (4, N = 14280) = 516,729$	M2/M3	0,155	[0,091; 0,218]	P
				M2/M4	0,374	[0,317; 0,429]	M
				M2/M5	0,364	[0,305; 0,419]	M
				M2/M6	0,459	[0,362; 0,546]	M
				M3/M4	0,214	[0,192; 0,237]	P
				M3/M5	0,280	[0,250; 0,309]	P
				M3/M6	0,253	[0,199; 0,304]	P
				M4/M5	0,099	[0,070; 0,127]	I
	IMC	$p < 0,001$	$\chi^2 (2, N = 14280) = 584,256$	IMC2/IMC3	0,295	[0,263; 0,327]	P
				IMC2/IMC4	0,401	[0,367; 0,434]	M
				IMC3/IMC4	0,195	[0,168; 0,222]	P
Teste de Wilcoxon	Género	$p < 0,001$	$U (14280) = 10331639, Z = 8,900$		0,151	[0,119; 0,183]	P

S.E.: Significância Estatística; n.s.: Não Significativo; I.C.: Intervalo de Confiança; I: irrelevante; P: pequeno; M: moderado; G: grande.

SPACE+RESTORE_{pT2}

O diagrama de caixa SAR vs. Massa Corporal permite observar que, excetuando M5, com o aumento da categoria de massa, o extremo superior e média tendem a aumentar. O teste de Kruskal-Wallis reporta um valor-P abaixo do valor de significância ($\alpha = 0,05$), indicando significância estatística em algum dos pares de massa. Porém, ao fazer as comparações múltiplas, nenhum par reporta diferenças estatisticamente significativas. Considerou-se o teste não significativo.

No diagrama de caixas SAR vs. IMC, a maior gama de valores e IIQ pertence à categoria IMC3. A percentagem de registos acima de 2W/Kg é semelhante em todas as categorias (cerca de um quarto dos registos). O teste de Kruskal-Wallis resultou em não significância estatística.

Na comparação de géneros, o diagrama de caixas mostra que todos valores de SAR registados para o sexo feminino encontram-se abaixo de 2W/Kg, com exceção de dois valores discrepantes. Não considerando os valores discrepantes, o valor máximo registado para o sexo masculino é igual ao registado no sexo feminino (2 W/Kg). Contudo, o IIQ no sexo feminino encontra-se numa gama de valores de SAR mais baixa, em comparação com o IIQ do sexo masculino. O teste de Wilcoxon revelou significância estatística para a diferença de medianas entre géneros e para a mediana do género feminino ser menor comparativamente ao sexo masculino.

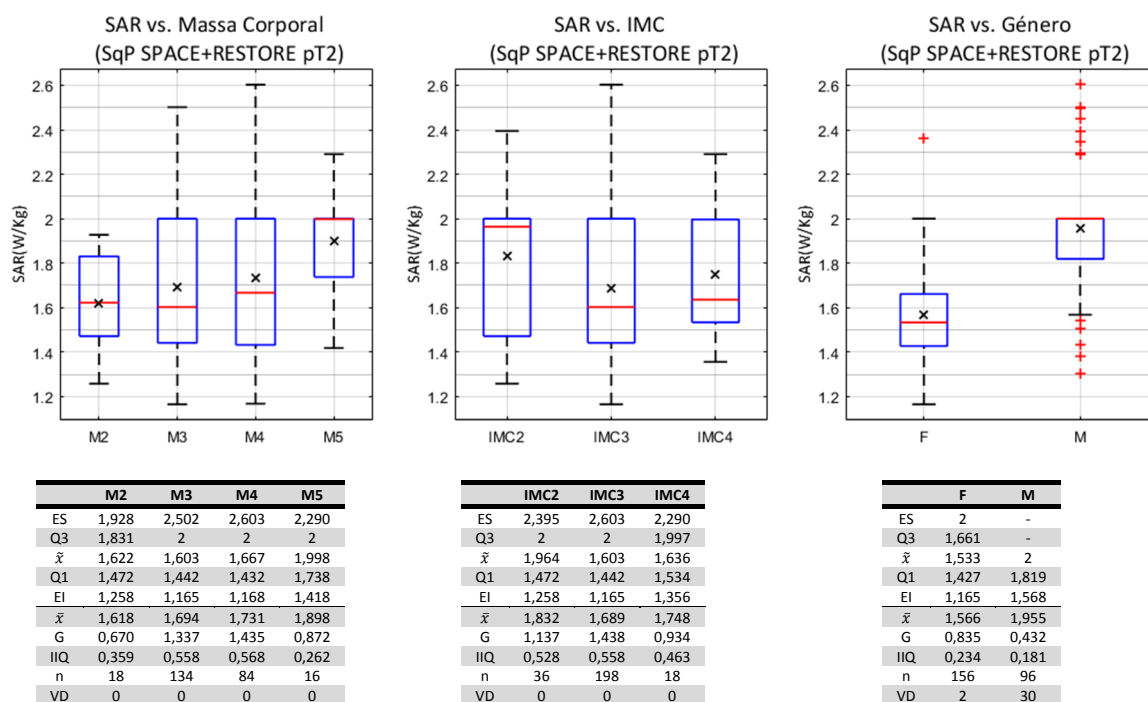


Gráfico 7.4. ICNAS, Abdómen/Pélvis, SqP SPACE+RESTORE_{pT2}: diagramas de caixa SAR vs. Massa Corporal, SAR vs. IMC e SAR vs. Género.

Tabela 7.4. ICNAS, Abdómen/Pélvis, SqP SPACE+RESTORE_{pT2}: resultados dos testes estatísticos.

	S.E.	Resultado	Par	δ	Efeito I.C.	Classificação
Teste de Kruskal-Wallis	Massa	$p = 0,045$	$\chi^2 (4, N = 252) = 8,037$		—	
	IMC	$n.s.$	$\chi^2 (2, N = 252) = 4,173, p = 0,12$		—	
Teste de Wilcoxon	Género	$p < 0,001$	$U (252) = 14600, Z = -9,176$	-0,686	[-0,780; -0,561]	G

S.E.: Significância Estatística; n.s.: Não Significativo; I.C.: Intervalo de Confiança; I: irrelevante; P: pequeno; M: moderado; G: grande.

HASTE_{pT2}

No diagrama de caixas SAR vs. Massa Corporal, o valor do extremo superior decresce com o aumento da categoria de massa, assim como o valor do quartil Q3. O teste de Kruskal-Wallis revelou que não existe evidência estatisticamente significativa na diferença de medianas entre as categorias.

Quanto ao Gráfico SAR vs. IMC, a gama de valores e IIQ tendem a decrescer com o aumento de categoria, assim como os valores do extremo superior, mediana, a posição do quartil Q3 e quartil Q1 e média. De notar que, em IMC2, cerca de um quarto dos registos situa-se acima de 2 W/Kg, diminuindo essa percentagem em IMC3 e IMC4. O teste de Kruskal-Wallis revelou significância estatística para as diferenças entre categorias de IMC, localizadas em três pares.

Quanto à comparação entre géneros, a gama de valores é superior no sexo feminino, assim como o IIQ. O valor do extremo superior é maior no sexo feminino. Apesar de o sexo feminino registar maior dispersão de registos, o IIQ no sexo masculino localiza-se em valores de SAR superiores. O teste de Wilcoxon revelou significância estatística para a diferença entre medianas, e para o cenário de que o sexo feminino possui menor mediana.

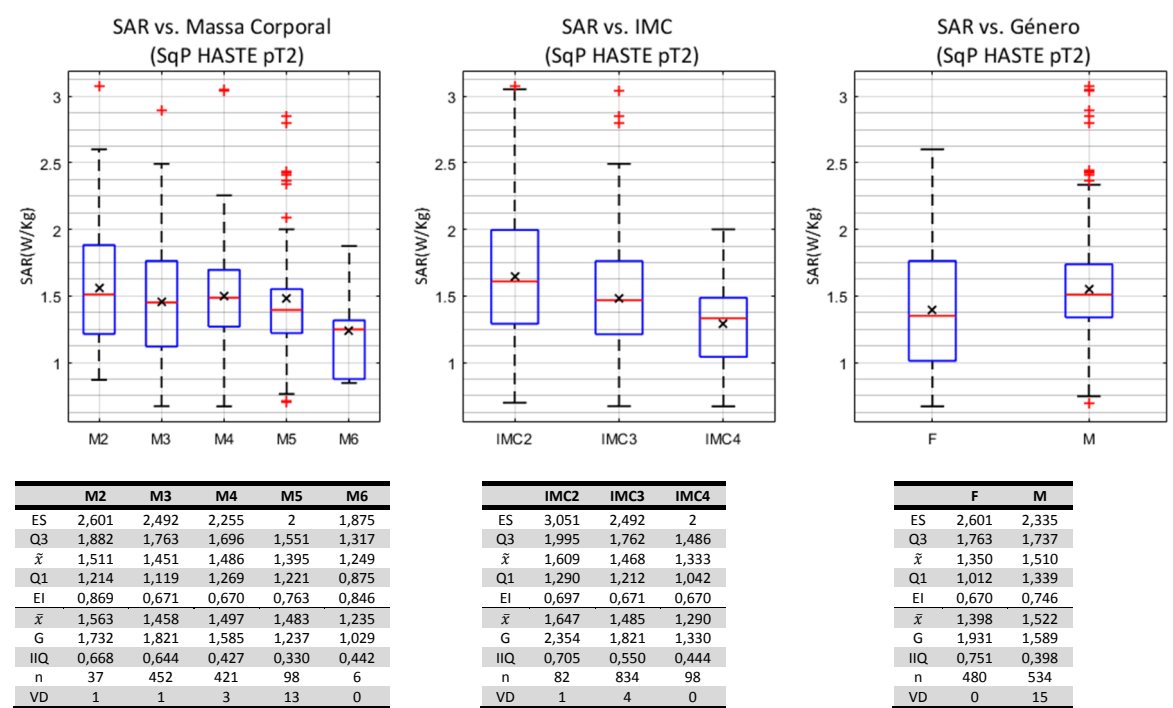


Gráfico 7.5. ICNAS, Abdómen/Pélvis, SqP HASTE_{pT2}: diagramas de caixa SAR vs. Massa Corporal, SAR vs. IMC e SAR vs. Género.

Tabela 7.5. ICNAS, Abdómen/Pélvis, SqP HASTE_{pT2}: resultados dos testes estatísticos.

	S.E.		Resultado	Par	δ	Efeito	
						I.C.	Classificação
Teste de Kruskal-Wallis	Massa	n.s.	$\chi^2 (4, N = 1014) = 5,660, p = 0,23$			—	
	IMC	$p < 0,001$	$\chi^2 (2, N = 1014) = 33,098$	IMC2/IMC3	0,195	[0,055; 0,327]	P
				IMC2/IMC4	0,457	[0,292; 0,596]	M
				IMC3/IMC4	0,291	[0,185; 0,390]	P
Teste de Wilcoxon	Género	$p < 0,001$	$U (1014) = 216212, Z = -5,884$		-0,214	[-0,284; -0,141]	P

S.E.: Significância Estatística; n.s.: Não Significativo; I.C.: Intervalo de Confiança; I: irrelevante; P: pequeno; M: moderado; G: grande.

EPI

No diagrama de caixas SAR vs. Massa Corporal, a categoria M2 regista o maior extremo superior, Q3, mediana e Q1. Considerando as categorias com maior contagem de séries (M3, M4 e M5), note-se o comportamento de ligeiro aumento do extremo superior, Q3, mediana e média com o aumento da categoria de massa. O teste de Kruskal-Wallis revelou diferenças estatisticamente significativas, sendo classificação de Cliff de “moderado” em M2/M3, M2/M4 e M2/M6.

No diagrama de caixas SAR vs. IMC, a categoria IMC2 regista o maior extremo superior, Q3, mediana e Q1, assim como a maior gama de valores e IIQ. Os extremos e quartis aumentam de IMC3 para IMC4. O teste de Kruskal-Wallis revelou diferenças estatisticamente significativas entre categorias de IMC, nos pares IMC2/IMC3 e IMC2/IMC4.

O diagrama de caixas SAR vs. Género regista a maior gama de valores e IIQ no sexo masculino, assim como o extremo superior, Q3 e mediana mais elevados. Excluindo valores discrepantes, o sexo masculino contém registos acima de 2 W/Kg, ao contrário do sexo feminino. O teste de Wilcoxon revelou diferenças estatisticamente significativas, suportando ainda a hipótese de que a mediana feminina é inferior à mediana masculina.

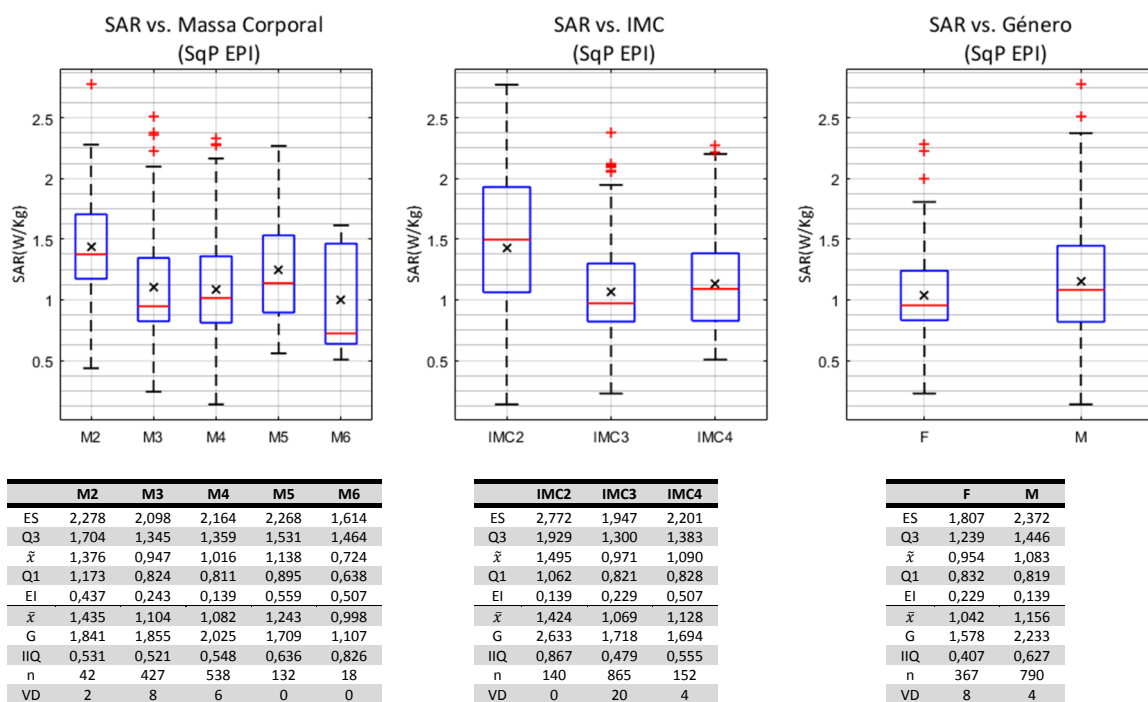


Gráfico 7.6. ICNAS, Abdómen/Pélvis, SqP EPI: diagramas de caixa SAR vs. Massa Corporal, SAR vs. IMC e SAR vs. Género.

Tabela 7.6. ICNAS, Abdómen/Pélvis, SqP EPI: resultados dos testes estatísticos.

S.E.				Resultado		Efeito		
				Par	δ	I.C.	Classificação	
Teste de Kruskal-Wallis	Massa	$p < 0,001$	$\chi^2 (4, N = 1157) = 33,468$	M2/M3	0,381	[0,179; 0,552]	M	
				M2/M4	0,398	[0,191; 0,570]	M	
				M2/M6	0,376	[0,055; 0,626]	M	
				M3/M5	-0,214	[-0,319; -0,104]	P	
				M4/M5	-0,204	[-0,309; -0,095]	P	
	IMC	$p < 0,001$	$\chi^2 (2, N = 1157) = 60,946$	IMC2/IMC3	0,405	[0,280; 0,516]	M	
			IMC2/IMC4	0,354	[0,218; 0,476]	M		
Teste de Wilcoxon	Género	$p < 0,001$	$U (1157) = 193333, Z = -3,622$		-0,132	[-0,199; -0,064]	I	

S.E.: Significância Estatística; n.s.: Não Significativo; I.C.: Intervalo de Confiança; I: irrelevante; P: pequeno; M: moderado; G: grande.

7.1.2. Estudos Crânio

Os estudos de crânio totalizam 29 907 séries de acordo com as SqP e respectivas ponderações selecionadas: TurboFLASH_{MPRAGE}, EPI-FID, SPACE+IR_{pT2}, SPACE_{pT2}, EPI, FLASH_{pT1}, TSE_{pT2}, TurboIR_{pT2} e TSE+RESTORE_{pT2}.

O diagrama de caixas SAR vs. SqP (ordenado segundo ordem crescente de mediana) permite observar a distribuição da SAR para cada SqP. Tal ordenação coincide com a ordenação crescente segundo o quartil Q3. Devido à diferença de valores de SAR caracterizadores de cada SqP, separou-se a ilustração em dois diagramas de caixa. Além disso, registam-se numerosos valores discrepantes, localizados em diversos pontos da escala, não permitindo a visualização clara da caixa. Assim, o eixo vertical foi redimensionado, permitindo a visualização das caixas, embora não representando a totalidade dos valores discrepantes.

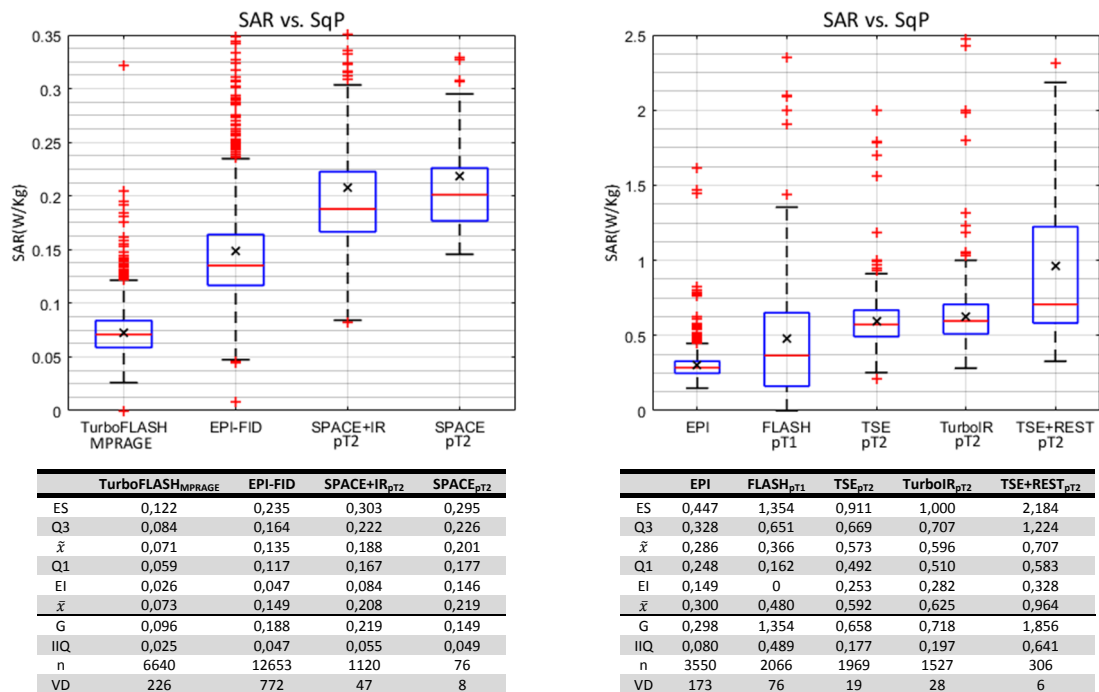


Gráfico 7.7. ICNAS, Crânio: diagrama de caixas SAR vs. SqP, ordenado segundo mediana crescente.

TSE+RESTORE_{pT2}

No diagrama de caixas SAR vs. Massa Corporal, a categoria M5 regista a maior gama de valores e maior IIQ. Nas categorias com maior contagem de séries (M2, M3 e M4) observam-se caixas e extremos com valores caracterizadores bastante semelhantes. O teste de Kruskal-Wallis conclui que não existe significância estatística para a diferença entre medianas.

No diagrama de caixas SAR vs. IMC, a diferença mais notória reside no ligeiramente superior IIQ e Q3 em IMC4 comparativamente às restantes categorias. Contudo, poucas diferenças entre categorias se podem observar. O teste de Kruskal-Wallis não revelou alguma diferença estatisticamente significativa entre medianas nas distintas categorias de IMC.

Na distinção de géneros, a maior gama de valores pertence ao sexo masculino, assim como o IIQ. A caixa no sexo masculino localiza-se numa gama de SAR superior, registando o maior extremo superior, Q3 e mediana. O teste de Wilcoxon indicou que existe significância estatística de que a mediana da população masculina difere da mediana da população feminina, e a mediana da população feminina é menor.

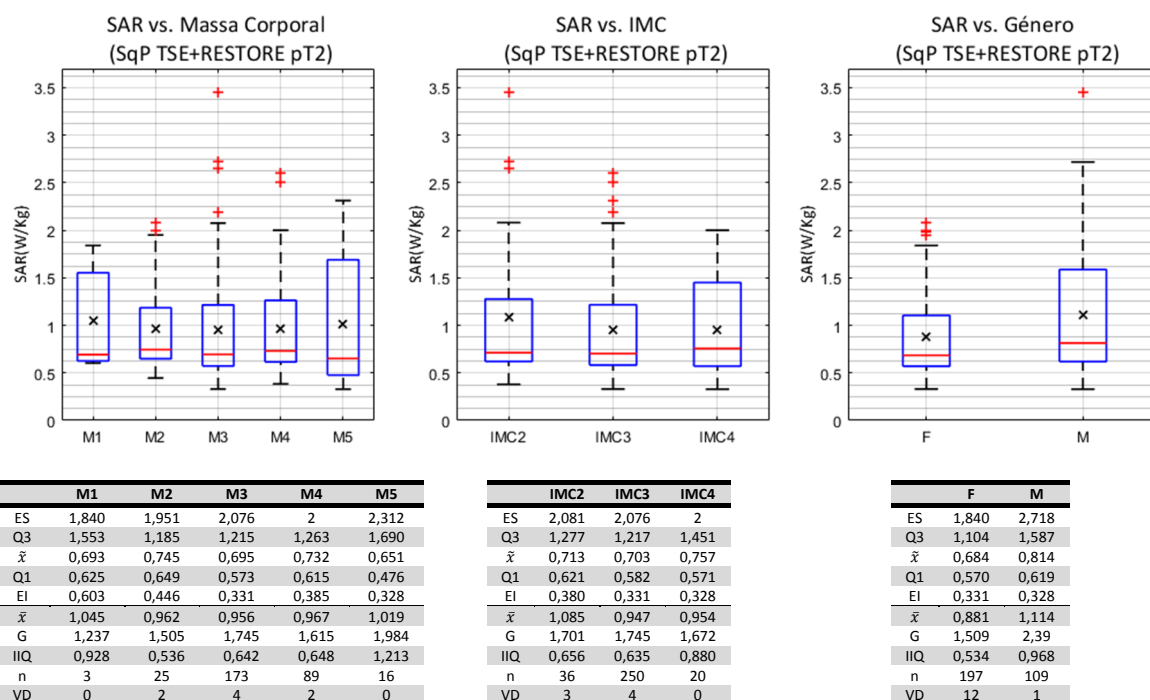


Gráfico 7.8. ICNAS, Crânio, SqP TSE+RESTORE_{pT2}: diagramas de caixa SAR vs. Massa Corporal, SAR vs. IMC e SAR vs. Género.

Tabela 7.7. ICNAS, Crânio, SqP TSE+RESTORE_{pT2}: resultados dos testes estatísticos.

	S.E.	Resultado	Par	δ	Efeito I.C.	Classificação
Teste de Kruskal-Wallis	Massa	n.s.	$\chi^2 (4, N = 306) = 1,459, p = 0,83$		—	
	IMC	n.s.	$\chi^2 (2, N = 306) = 0,382, p = 0,83$		—	
Teste de Wilcoxon	Género	$p = 0,004$	$U (306) = 28122, Z = -2,856$	-0,197	[-0,328; -0,059]	P

S.E.: Significância Estatística; n.s.: Não Significativo; I.C.: Intervalo de Confiança; I: irrelevante; P: pequeno; M: moderado; G: grande.

TurboIR_{pT2}

No diagrama de caixas SAR vs. Massa Corporal, a categoria M6 regista a menor gama de valores e menor IIQ. Os extremos superiores são variáveis, verificando-se o maior extremo na categoria M1 e o menor em M6. Além disso, a categoria M1 distingue-se das restantes com um IIQ, extremo superior e Q3 mais elevados. O teste de Kruskal-Wallis revelou-se estatisticamente significativo, indicando uma diferença de medianas localizada em vários pares.

No diagrama de caixas SAR vs. IMC, a maior gama de valores regista-se na categoria IMC3, e o maior IIQ em IMC1. A localização da categoria IMC1 destaca-se pela comparação com as restantes, posicionando-se em gamas de SAR superior, tanto a nível de extremos como de quartis, registando a maior mediana. O teste de Kruskal-Wallis revelou-se estatisticamente significativo (IMC2/IMC3).

No diagrama de caixas SAR vs. Género, a maior gama de valores e IIQ pertence ao sexo feminino, assim como o extremo superior mais elevado. Contudo, os quartis Q3 e Q1 e extremo inferior localizam-se em valores ligeiramente superiores no sexo masculino, originando uma mediana superior. O teste de Wilcoxon indicou que existe significância estatística entre as diferenças de mediana da população masculina e da população feminina, indicando ainda que a mediana da população feminina é menor que a mediana da população masculina.

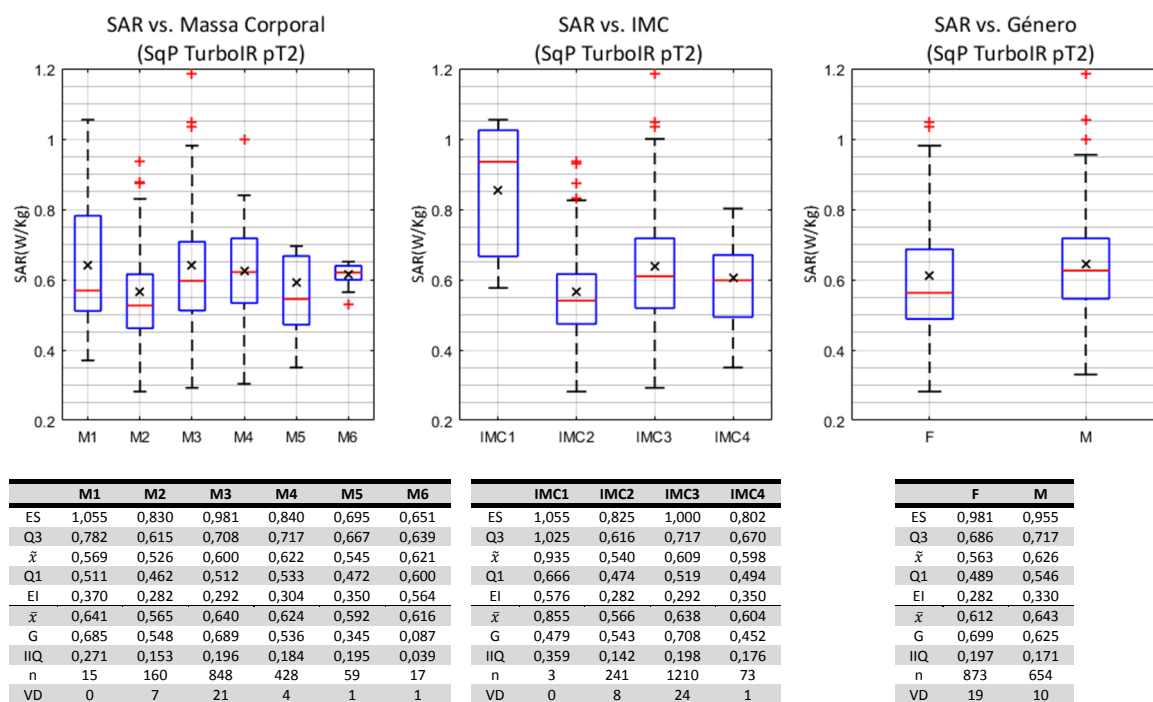


Gráfico 7.9. ICNAS, Crânio, SqP TurboIR_{pT2}: diagramas de caixa SAR vs. Massa Corporal, SAR vs. IMC e SAR vs. Género.

Tabela 7.8. ICNAS, Crânio, SqP TurboIR_{pT2}: resultados dos testes estatísticos.

S.E.				Resultado	Par	δ	Efeito	I.C.	Classificação
Teste de Kruskal-Wallis	Massa	$p < 0,001$	$\chi^2 (5, N = 1527) = 47,251$	M2/M3	-0,276	[-0,371; -0,176]	P		
				M2/M4	-0,337	[-0,437; -0,229]	M		
				M4/M5	0,298	[0,155; 0,429]	P		
	IMC	$p < 0,001$	$\chi^2 (3, N = 1527) = 52,196$	IMC2/IMC3	-0,277	[-0,352; -0,199]	P		
Teste de Wilcoxon		Género	$p < 0,001$	$U (1527) = 610378, Z = -6,638$	-0,198	[-0,254; -0,141]	P		
S.E.: Significância Estatística; n.s.: Não Significativo; I.C.: Intervalo de Confiança; I.: irrelevante; P: pequeno; M: moderado; G: grande.									

S.E.: Significância Estatística; n.s.: Não Significativo; I.C.: Intervalo de Confiança; I: Irrelevante; P: pequeno; M: moderado; G: grande.

TSE_{pT2}

No diagrama de caixas SAR vs. Massa Corporal, M1 regista os Q3 e Q1 mais elevados. Em M2, M3 e M4 a posição de Q3, mediana e média aumenta com o aumento da categoria de massa. O teste de Kruskal-Wallis revelou diferenças estatisticamente significativas.

No diagrama de caixas SAR vs. IMC, a caixa da categoria IMC1 está posicionada em valores mais elevados de extremos, quartis e mediana. As caixas das categorias IMC2, IMC3 e IMC4 são semelhantes. O teste de Kruskal-Wallis revelou diferenças estatisticamente significativas entre medianas das categorias de IMC, nos pares IMC1/IMC2, IMC1/IMC3 e IMC1/IMC4.

No Gráfico SAR vs. Género, as gamas de valores e IIQ são muito semelhantes. Os extremos e a caixa relativos ao sexo masculino posicionam-se em valores de SAR ligeiramente superiores. O teste de Wilcoxon indicou que existe significância estatística de que a mediana da população masculina difere da mediana da população feminina e a mediana da população feminina é menor.

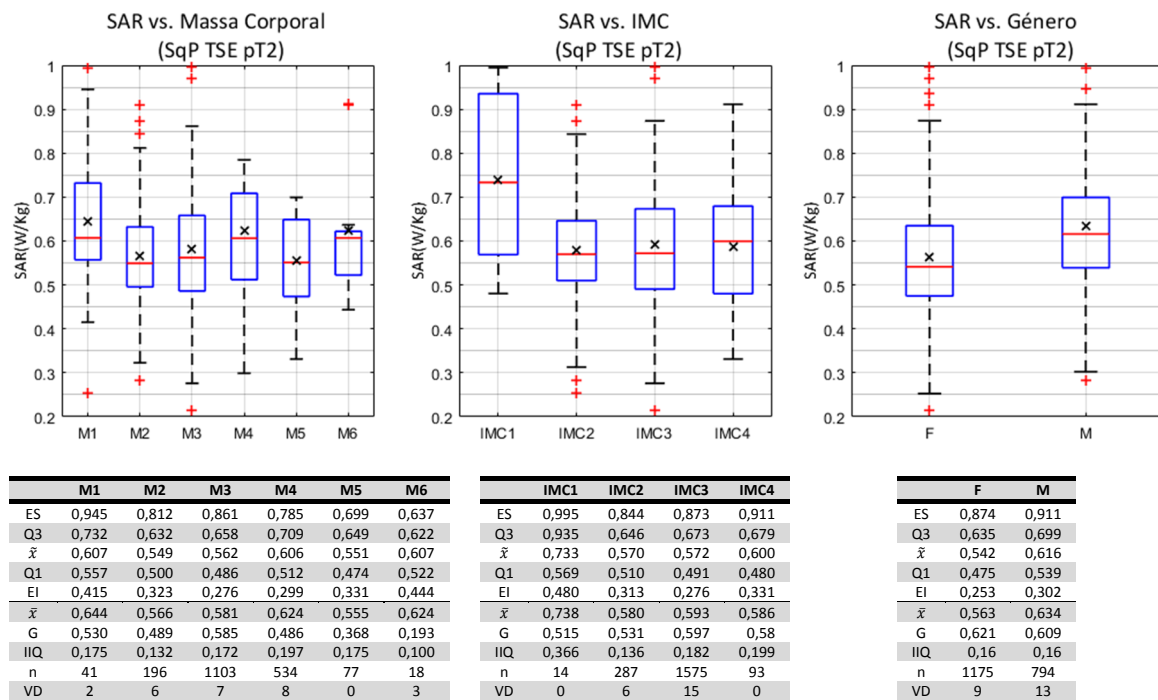


Gráfico 7.10. ICNAS, Crânio, SqP TSE_{pT2}: diagramas de caixa SAR vs. Massa Corporal, SAR vs. IMC e SAR vs. Género

Tabela 7.9. ICNAS, Crânio, SqP TSE_{pT2}: resultados dos testes estatísticos.

S.E.		Resultado	Par	δ	Efeito I.C.	Classificação
Teste de Kruskal-Wallis	Massa	$p < 0,001$ $\chi^2 (5, N = 1969) = 39,434$	M1/M2	0,353	[0,159; 0,521]	M
			M1/M3	0,287	[0,115; 0,442]	P
			M1/M5	0,375	[0,155; 0,560]	M
			M2/M4	-0,206	[-0,293; -0,115]	P
			M3/M4	-0,141	[-0,200; -0,081]	I
			M4/M5	0,246	[0,123; 0,362]	P
			IMC1/IMC2	0,549	[0,150; 0,794]	G
Teste de Wilcoxon	Género	$p < 0,001$ $U (1969) = 1019890, Z = -11,109$	IMC1/IMC3	0,514	[0,169; 0,747]	G
			IMC1/IMC4	0,550	[0,175; 0,786]	G
				-0,295	[-0,343; -0,245]	P

S.E.: Significância Estatística; n.s.: Não Significativo; I.C.: Intervalo de Confiança; I: irrelevante; P: pequeno; M: moderado; G: grande.

FLASH_{pT1}

No diagrama de caixas SAR vs. Massa Corporal, nas categorias M2, M3 e M4 observa-se um aumento do extremo superior, Q3, mediana e média à medida que aumenta a categoria de massa. A categoria M1 situa-se numa gama de valores de SAR superior relativamente às outras categorias. O teste de Kruskal-Wallis revelou diferenças estatisticamente significativas entre oito diferentes pares de categorias de massa.

No diagrama de caixas SAR vs. IMC, a maior gama de valores e IIQ observa-se para a categoria IMC3. Além disso, IMC3 regista o extremo superior e Q3 mais elevados. O teste de Kruskal-Wallis revelou diferença estatisticamente significativa entre IMC2/IMC3 e IMC3/IMC4.

O diagrama de caixas SAR vs. Género permite observar uma mediana superior no sexo feminino. A localização da caixa é semelhante. Existe uma diferença estatisticamente significativa entre o sexo feminino e o sexo masculino, como revelou o teste de Wilcoxon, suportando ainda a hipótese de que a mediana feminina é superior à mediana masculina.

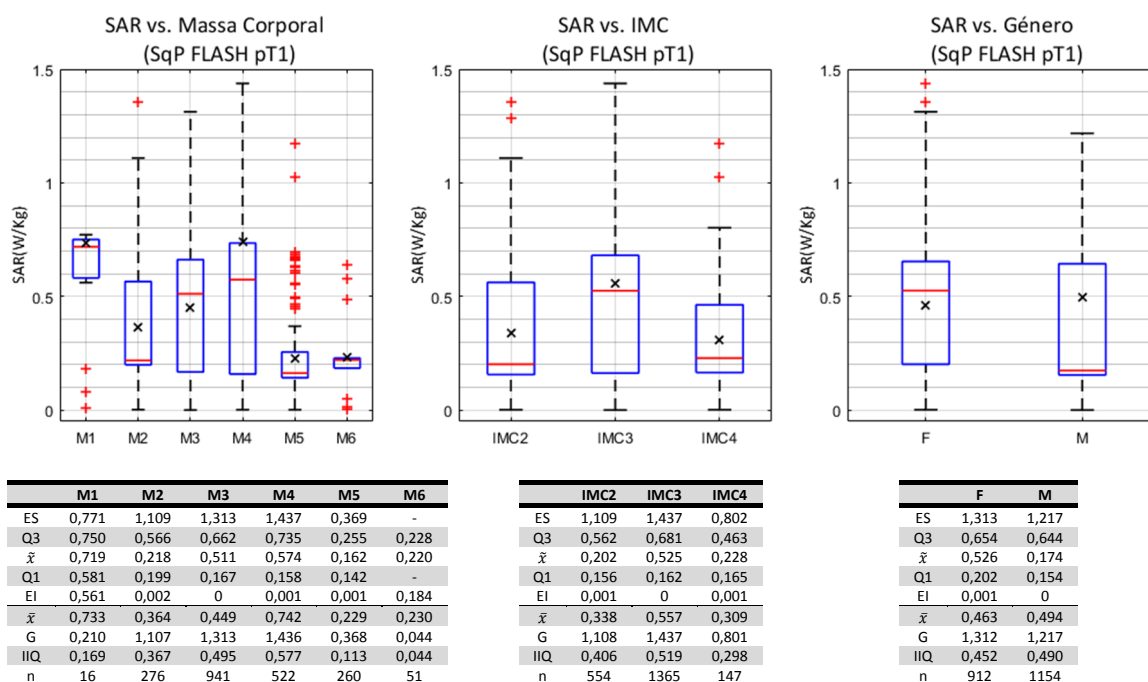


Gráfico 7.11. ICNAS, Crânio, SqP FLASH_{pT1}: diagramas de caixa SAR vs. Massa Corporal, SAR vs. IMC e SAR vs. Género.

Tabela 7.10. ICNAS, Crânio, SqP FLASH_{pT1}: resultados dos testes estatísticos.

S.E.				Resultado		Efeito		
				Par	δ	I.C.	Classificação	
Teste de Kruskal-Wallis	Massa	$p < 0,001$	$\chi^2 (5, N = 2066) = 175,913$	M1/M2	0,501	[0,129; 0,750]	G	
				M1/M5	0,683	[0,270; 0,884]	G	
				M1/M6	0,632,	[0,153; 0,871]	G	
				M2/M4	-0,175	[-0,253; -0,095]	P	
				M2/M5	0,412	[0,317; 0,499]	M	
				M3/M5	0,482	[0,417; 0,543]	M	
				M4/M5	0,462	[0,390; 0,529]	M	
				M4/M6	0,293	[0,199; 0,381]	P	
	IMC	$p < 0,001$	$\chi^2 (2, N = 2066) = 63,600$	IMC2/IMC3	-0,211	[-0,264; -0,156]	P	
				IMC3/IMC4	0,225	[0,140; 0,307]	P	
Teste de Wilcoxon	Género	$p < 0,001$	$U (2066) = 1058791, Z = 8,634$		0,221	[0,171; 0,270]	P	

S.E.: Significância Estatística; n.s.: Não Significativo; I.C.: Intervalo de Confiança; I: irrelevante; P: pequeno; M: moderado; G: grande.

EPI

A caixa e extremos de M1 distinguem-se particularmente das restantes categorias. Entre M2, M3 e M4, a gama aumenta ligeiramente, assim como o IIQ. O teste de Kruskal-Wallis revelou diferenças significativas entre categorias, localizada em seis distintos pares.

No diagrama de caixas SAR vs. IMC, a localização e forma da caixa de IMC1 é deveras díspar comparativamente às restantes categorias, registando uma mediana, quartis e extremos bastante superiores. Nas restantes categorias, o extremo superior, gama e IIQ aumenta ligeiramente com o aumento da categoria de IMC. O teste de Kruskal-Wallis revelou diferenças estatisticamente significativas entre as categorias de IMC, entre diferentes pares.

No diagrama de caixas SAR vs. Género, observa-se a ligeira superioridade para o sexo masculino, seja em termos de extremos, quartis ou mediana. O teste de Wilcoxon indicou que existe significância estatística de que a mediana da população masculina difere da mediana da população feminina, suportando a hipótese de que a mediana da população feminina é menor.

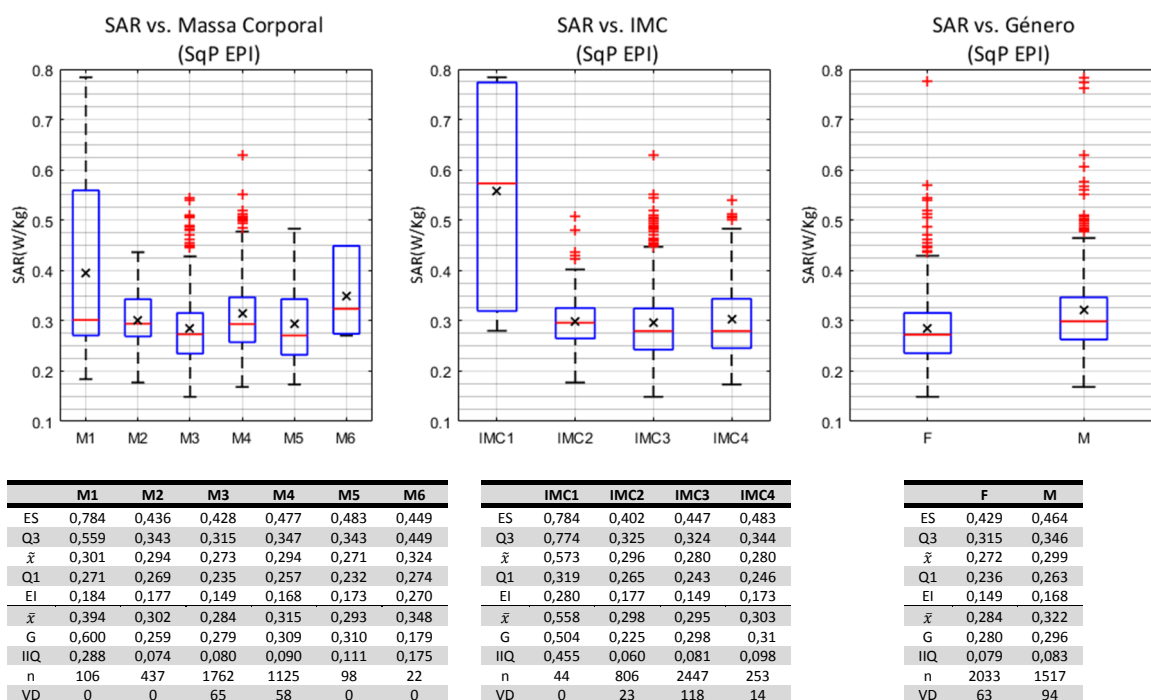


Gráfico 7.12. ICNAS, Crânio, SqP EPI: diagramas de caixa SAR vs. Massa Corporal, SAR vs. IMC e SAR vs. Género.

Tabela 7.11. ICNAS, Crânio, SqP EPI: resultados dos testes estatísticos.

S.E.				Resultado	Par	δ	Efeito	I.C.	Classificação
Teste de Kruskal-Wallis	Massa	$p < 0,001$	$\chi^2 (5, N = 3550) = 150,112$	M1/M3	0,321	[0,205; 0,428]	P		
				M1/M5	0,263	[0,105; 0,408]	P		
				M2/M3	0,243	[0,188; 0,296]	P		
				M3/M4	-0,215	[-0,256; -0,173]	P		
				M3/M6	-0,517	[-0,663; -0,333]	G		
				M5/M6	-0,436	[-0,614; -0,216]	M		
	IMC	$p < 0,001$	$\chi^2 (3, N = 3550) = 95,858$	IMC1/IMC2	0,682	[0,524; 0,795]	G		
				IMC1/IMC3	0,728	[0,600; 0,819]	G		
				IMC1/IMC4	0,711	[0,566; 0,813]	G		
				IMC2/IMC3	0,128	[0,084; 0,170]	I		
Teste de Wilcoxon	Género	$p < 0,001$	$U (3550) = 3215262, Z = -13,053$	-0,256	[-0,292; -0,219]	P			

S.E.: Significância Estatística; n.s.: Não Significativo; I.C.: Intervalo de Confiança; I: irrelevante; P: pequeno; M: moderado; G: grande.

SPACE_{pT2}

No diagrama de caixas SAR vs. Massa Corporal observa-se um posicionamento díspar em M1. No que concerne às restantes categorias, note-se o aumento progressivo dos valores registados no extremo superior, Q3, Q1 e extremo inferior perante o aumento da categoria de massa. O teste de Kruskal-Wallis revelou diferenças estatisticamente significativas entre M1/M2 e M1/M3.

No diagrama de caixas SAR vs. IMC, as séries de categoria IMC1 posicionam a caixa numa gama de SAR superior, comparativamente às restantes categorias. Por outro lado, IMC1 regista a menor gama de valores e menor IIQ. Nas restantes categorias de IMC, note-se o aumento progressivo dos extremos, quartis e mediana à medida que aumenta a categoria de IMC. O teste de Kruskal-Wallis revelou diferenças estatisticamente significativas entre três pares de IMC distintos.

O diagrama de caixas SAR vs. Género permite averiguar que os extremos e quartis para o sexo masculino são superiores. A gama de valores também é superior em homens, assim como o IIQ. Existe significância estatística de que a mediana feminina difere da mediana masculina, suportando-se a hipótese de que a mediana feminina é inferior.

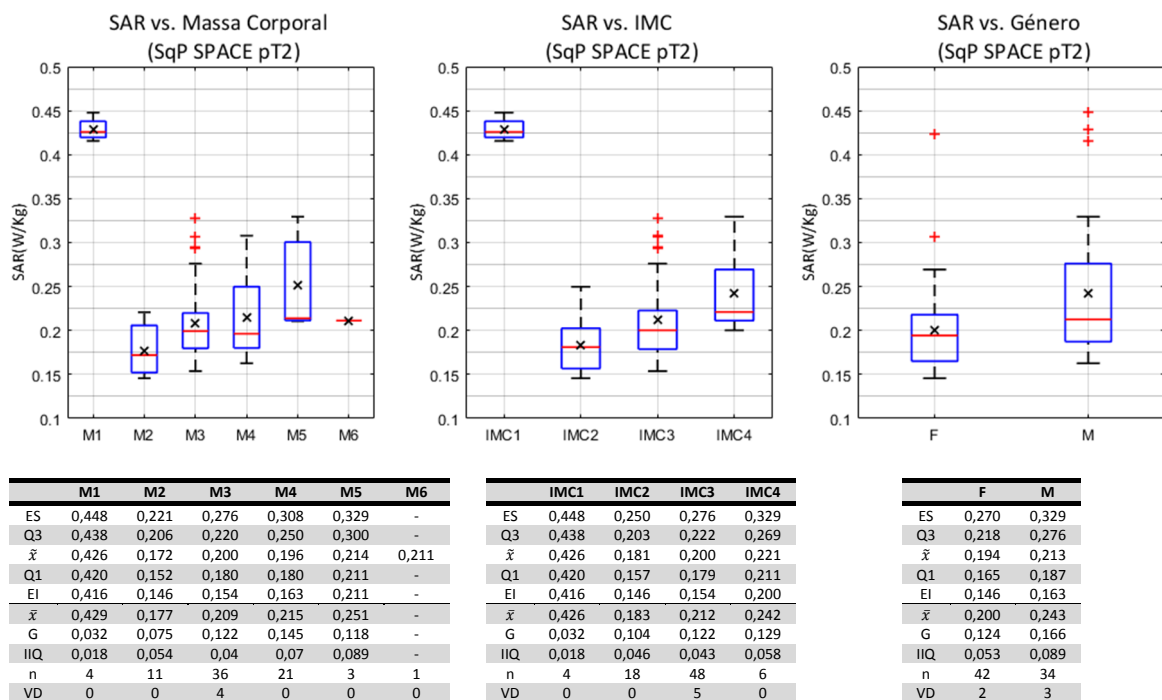


Gráfico 7.13. ICNAS, Crânio, SqP SPACE_{pT2}: diagramas de caixa SAR vs. Massa Corporal, SAR vs. IMC e SAR vs. Género.

Tabela 7.12. ICNAS, Crânio, SqP SPACE_{pT2}: resultados dos testes estatísticos.

	S.E.	Resultado	Par	δ	Efeito	Classificação
					I.C.	
Teste de Kruskal-Wallis	Massa	$p = 0,002$	$\chi^2 (5, N = 76) = 19,129$	M1/M2	1	[0,020; 1]
				M1/M3	1	[0,020; 1]
	IMC	$p < 0,001$	$\chi^2 (3, N = 76) = 20,422$	IMC1/IMC2	1	[0,020; 1]
				IMC1/IMC3	1	[0,020; 1]
Teste de Wilcoxon	Género	$p = 0,005$	$U (76) = 1345, Z = -2,836$	IMC2/IMC4	-0,778	[-0,936; -0,357]
					-0,381	[-0,591; -0,122]

S.E.: Significância Estatística; n.s.: Não Significativo; I.C.: Intervalo de Confiança; I: irrelevante; P: pequeno; M: moderado; G: grande.

SPACE+IR_{pT2}

No diagrama de caixas SAR vs. Massa Corporal, considerando M1 a M4, a gama de valores e IIQ tende a aumentar com o aumento da categoria de massa. De notar o aumento progressivo do extremo superior à medida que aumenta a categoria de massa, com exceção para M5 e M6. Existe diferença estatisticamente significativa entre os pares M3/M4 e M3/M5.

No diagrama de caixas SAR vs. IMC, a categoria IMC1 regista a menor gama de valores e IIQ. Note-se o aumento progressivo da gama de valores à medida que aumenta a categoria de IMC (IMC3 e IMC4 têm uma gama de valores idêntica, mas com localização no eixo y diferente). O mesmo acontece para o IIQ, extremo superior e Q3, que aumentam progressivamente com o aumento de categoria. A caixa em IMC4 localiza-se em valores de SAR mais elevados. Existe evidência estatisticamente significativa da diferença de medianas entre os pares IMC2/IMC3 e IMC3/IMC4.

No diagrama de caixas SAR vs. Género, o sexo masculino regista a maior gama de valores, maior IIQ, assim como maior mediana, extremo superior, Q3 e Q1. O teste de Wilcoxon revelou diferença de medianas estatisticamente significativa, suportando ainda a hipótese de que a mediana feminina é menor que a mediana masculina.

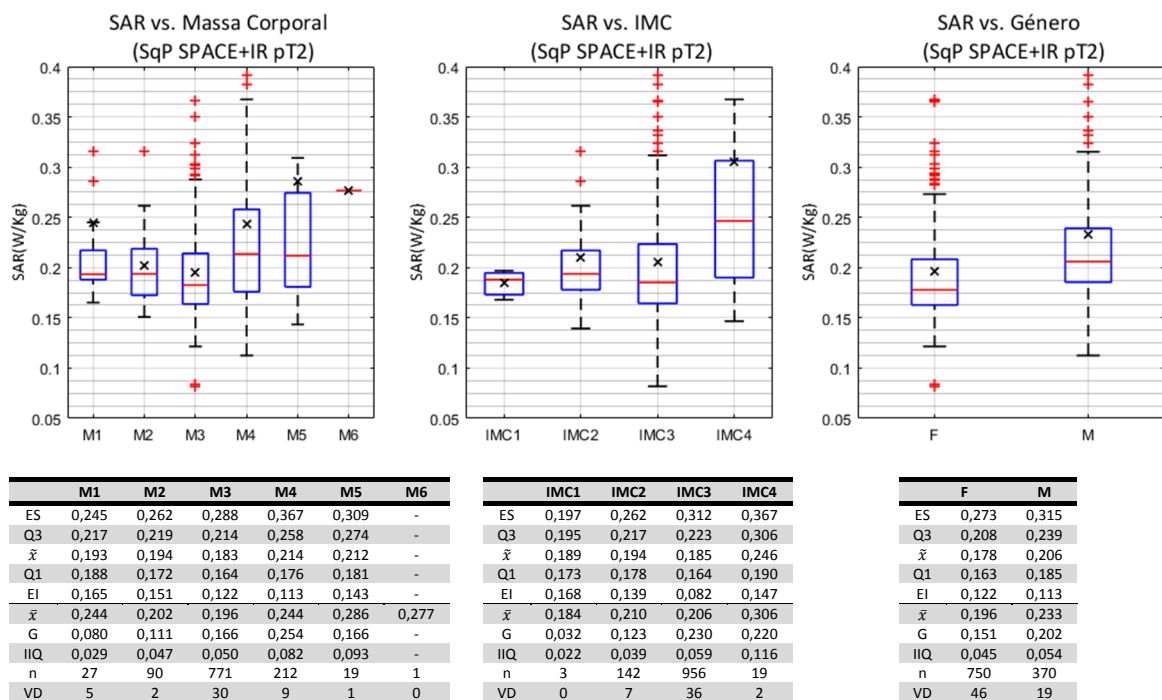


Gráfico 7.14. ICNAS, Crânio, SqP SPACE+IR_{pT2}: diagramas de caixa SAR vs. Massa Corporal, SAR vs. IMC e SAR vs. Género.

Tabela 7.13. ICNAS, Crânio, SqP SPACE+IR_{pT2}: resultados dos testes estatísticos.

	S.E.	Resultado	Par	δ	Efeito I.C.	Classificação
Teste de Kruskal-Wallis	Massa	$p < 0,001$	$\chi^2 (5, N = 1120) = 64,315$	M3/M4	-0,313	P
				M3/M5	-0,398	M
	IMC	$p < 0,001$	$\chi^2 (3, N = 1120) = 20,774$	IMC2/IMC3	0,156	P
				IMC3/IMC4	-0,466	M
Teste de Wilcoxon	Género	$p < 0,001$	$U (1120) = 363335, Z = -11,203$		-0,411	M

S.E.: Significância Estatística; n.s.: Não Significativo; I.C.: Intervalo de Confiança; I: irrelevante; P: pequeno; M: moderado; G: grande.

EPI-FID

No diagrama de caixas SAR vs. Massa Corporal, a categoria M1 revela a maior gama de valores e maior IIQ. A forma da caixa em M1 é deveras díspar das caixas as restantes categorias, observando-se um IIQ e gama de valores bastante superiores, assim como o registo da média mais elevada. Nas categorias M2 a M6, o extremo superior oscila ligeiramente, com os valores superiores em M5 e M6; Q3 aumenta ligeiramente com o aumento da categoria de massa, assim como o extremo inferior, sendo o maior valor registado em M6. O teste de Kruskal-Wallis revelou diferenças entre medianas estatisticamente significativas para vários pares de categorias de massa.

No diagrama de caixas SAR vs. IMC, a categoria IMC1 destoa das restantes, com uma gama de valores, IIQ, extremo superior, Q3 e mediana bastante superiores comparativamente às restantes categorias. Em IMC2, IMC3 e IMC4, as principais diferenças residem no extremo inferior, que aumenta ligeiramente com o aumento da categoria de IMC. A localização das caixas é bastante similar entre as três categorias. As diferenças entre vários pares de IMC são consideradas estatisticamente significativas.

No diagrama de caixa SAR vs. Género, o sexo masculino regista valores ligeiramente superiores em todos os parâmetros analisáveis: gama de valores, IIQ, extremos, quartis, mediana e média. Porém, na generalidade, a posição da caixa é bastante similar entre géneros. Existe diferença de medianas estatisticamente significativa revelada pelo teste de Wilcoxon, com mediana feminina sendo inferior à mediana masculina.

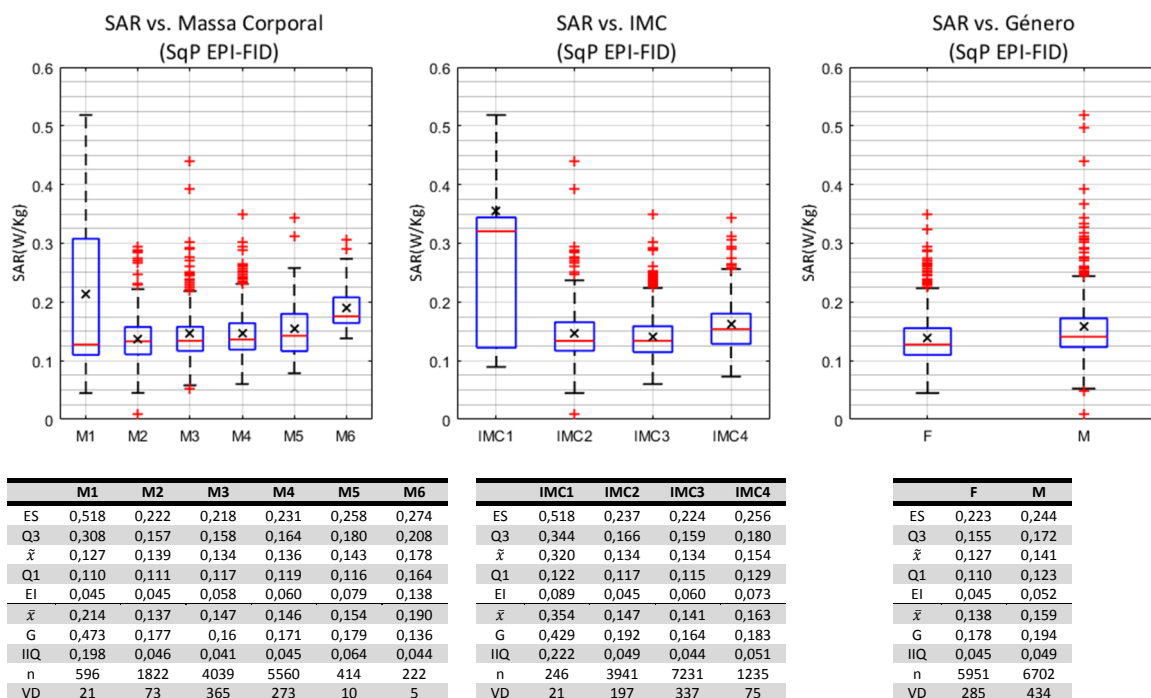


Gráfico 7.15. ICNAS, Crânio, SqP EPI-FID: diagramas de caixa SAR vs. Massa Corporal, SAR vs. IMC e SAR vs. Género.

Tabela 7.14. ICNAS, Crânio, SqP EPI-FID: resultados dos testes estatísticos.

S.E.				Resultado	Efeito		
				Par	δ	I.C.	Classificação
Teste de Kruskal-Wallis	Massa	$p < 0,001$	$\chi^2 (5, N = 12653) = 320,578$	M1/M4	-0,076	[-0,135; -0,16]	I
				M1/M5	-0,107	[-0,178; -0,034]	I
				M1/M6	-0,455	[-0,523; -0,382]	M
				M2/M3	-0,054	[-0,086; -0,021]	I
				M2/M4	-0,092	[-0,123; -0,061]	I
				M2/M5	-0,179	[-0,239; -0,118]	P
				M2/M6	-0,678	[-0,714; -0,638]	G
				M3/M4	-0,043	[-0,066; -0,019]	I
				M3/M5	-0,122	[-0,181; -0,062]	I
				M3/M6	-0,648	[-0,677; -0,618]	G
				M4/M5	-0,097	[-0,157; -0,037]	I
				M4/M6	-0,638	[-0,670; -0,603]	G
				M5/M6	-0,500	[-0,570; -0,422]	G
	IMC	$p < 0,001$	$\chi^2 (3, N = 12653) = 436,226$	IMC1/IMC2	0,460	[0,373; 0,539]	M
				IMC1/IMC3	0,479	[0,392; 0,558]	G
				IMC1/IMC4	0,349	[0,242; 0,447]	M
				IMC2/IMC3	0,044	[0,021; 0,067]	I
				IMC2/IMC4	-0,246	[-0,280; -0,211]	P
				IMC3/IMC4	-0,308	[-0,341; -0,275]	P
Teste de Wilcoxon	Género	$p < 0,001$	$U (12653) = 32948494, Z = -22,935$	-0,236	[-0,255; -0,216]	P	

S.E.: Significância Estatística; n.s.: Não Significativo; I.C.: Intervalo de Confiança; I: irrelevante; P: pequeno; M: moderado; G: grande.

TurboFLASH_{MPRAGE}

No diagrama de caixas SAR vs. Massa Corporal, a categoria M1 revela a menor gama de valores e maior IIQ. Na categoria M1 a M4 nota-se um padrão de aumento do extremo superior e diminuição do extremo inferior, resultando no aumento da gama de valores para com o aumento da categoria de massa. O teste de Kruskal-Wallis revelou diferenças entre medianas estatisticamente significativas para vários pares de categorias de massa.

No diagrama de caixas SAR vs. IMC, a categoria IMC1 regista a menor gama de valores e o menor IIQ. A posição das caixas é semelhante entre categorias. Os pares IMC2/IMC3 IMC2/IMC4 são considerados como estatisticamente significativos na diferença de medianas.

No diagrama de caixa SAR vs. Género, o sexo feminino regista a maior gama e maior IIQ. Porém, em termos de quartis e extremos, o sexo masculino regista valores ligeiramente mais elevados. Existe diferença de medianas estatisticamente significativa revelada pelo teste de Wilcoxon, suportando ainda a hipótese de que a mediana da população feminina é inferior.

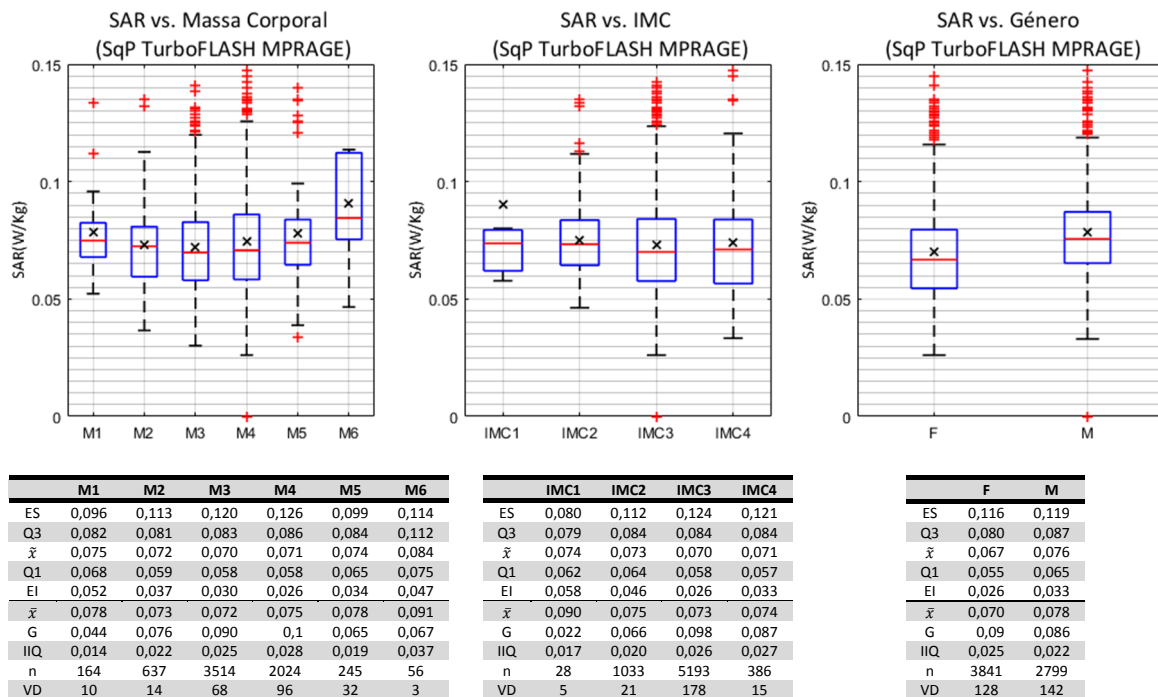


Gráfico 7.16. ICNAS, Crânio, SqP TurboFLASH_{MPRAGE}: diagramas de caixa SAR vs. Massa Corporal, SAR vs. IMC e SAR vs. Género.

Tabela 7.15. ICNAS, Crânio, SqP TurboFLASH_{MPRAGE}: resultados dos testes estatísticos.

S.E.				Resultado	Efeito		
				Par	δ	I.C.	Classificação
Teste de Kruskal-Wallis	Massa	$p < 0,001$	$\chi^2 (5, N = 6640) = 62,963$	M1/M3	0,192	[0,123; 0,259]	P
				M1/M4	0,137	[0,068; 0,206]	I
				M1/M6	-0,384	[-0,547; -0,193]	M
				M2/M6	-0,462	[-0,604; -0,273]	M
				M3/M5	-0,141	[-0,211; -0,070]	I
				M3/M6	-0,449	[-0,577; -0,298]	M
				M4/M6	-0,382	[-0,509; -0,239]	M
				M5/M6	-0,355	[-0,502; -0,188]	M
	IMC	$p < 0,001$	$\chi^2 (3, N = 6640) = 33,646$	IMC2/IMC3	0,112	[0,079; 0,145]	I
				IMC2/IMC4	0,083	[0,009; 0,157]	I
Teste de Wilcoxon	Género	$p < 0,001$	$U (6640) = 11298656, Z = -18,868$		-0,271	[-0,297; -0,244]	P
S.E.: Significância Estatística; n.s.: Não Significativo; I.C.: Intervalo de Confiança; I: irrelevante; P: pequeno; M: moderado; G: grande.							

S.E.: Significância Estatística; n.s.: Não Significativo; I.C.: Intervalo de Confiança; I: irrelevante; P: pequeno; M: moderado; G: grande.

7.2. Comparação 1,5 T /3 T

7.2.1. Estudos Abdómen/Pélvis

Os estudos abdomino-pélvicos referentes à Base de Dados Online totalizam 345 séries, segundo a seleção de apenas as SqP com interesse de comparação perante os dados ICNAS: TSE_{pT2}, HASTE_{pT2}, EPI e FLASH_{pT1} (**Gráficos 7.17**).

No que concerne à SqP TSE_{pT2}, observa-se um valor de Q3 em 1,5 T semelhante à mediana em 3 T, significando que a caixa de 1,5 T se encontra em valores de SAR inferiores. Em 1,5 T cerca de um quarto dos registos localiza-se acima de 2 W/Kg, comparativamente a metade dos registos em 3 T. A média e mediana são superiores em 3 T.

Na SqP HASTE_{pT2} as diferenças entre as intensidades de campo magnético são menos visíveis, registando-se média e mediana bastante semelhantes entre si, com ligeira superioridade em 1,5 T.

Nas SqP EPI e FLASH_{pT1} a diferença de valores de SAR registados para cada intensidade de campo magnético é facilmente observável, sendo superior em cerca de duas e cinco vezes em 3 T, respetivamente, considerando os valores de mediana.

7.2.2. Estudos Crânio

Os estudos de crânio recolhidos da Base de Dados Online totalizam 340 séries, de acordo com as SqP e respetivas ponderações com interesse de comparação perante os dados de 3 T: EPI-FID, TurboFLASH_{MPRAGE}, EPI, FLASH_{pT1}, TurboIR_{pT2} e TSE_{pT2} (**Gráficos 7.18**).

Em todas as SqP é notória a diferença de valores de SAR entre intensidades de campo magnético, onde 1,5 T regista sempre valores inferiores. Além disso, não considerando valores discrepantes, não se registam séries com SAR acima do limite do modo normal (2 W/Kg).

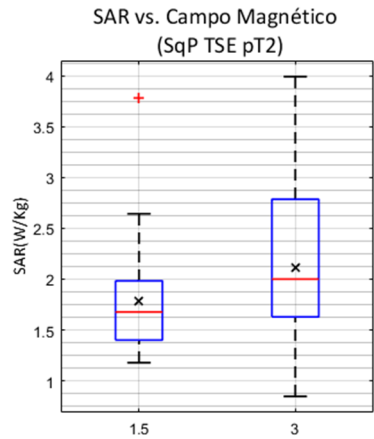
A diferença mais acentuada observa-se na SqP EPI-FID, onde os valores de SAR para 1,5 T se localizam abaixo do extremo inferior da caixa de 3 T e regista uma mediana cerca de seis vezes inferior.

Na SqP EPI regista-se uma mediana cerca de 4 vezes inferior em 1,5 T.

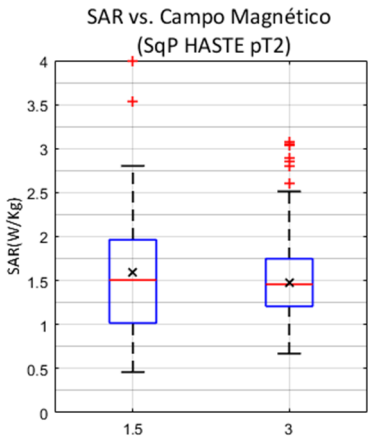
Na SqP TurboIR regista-se uma mediana cerca de 2 vezes inferior em 1,5 T.

Com diferenças menos acentuadas tem-se a SqP TSE_{pT2} e TurboFLASH_{MPRAGE}, cujas medianas são cerca de 1,8 e 1,5 vezes inferiores em 1,5 T, respetivamente.

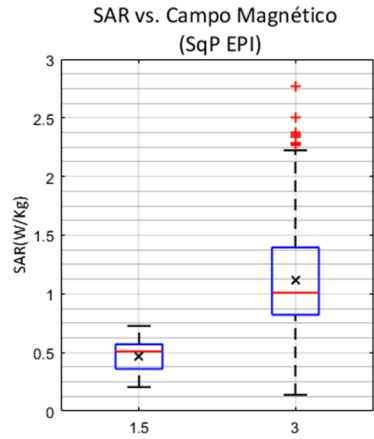
Gráficos 7.17. Comparação 1,5 T/3 T, Abdómen/Pélvis, para SqP TSE_{pT2}, HASTE_{pT2}, EPI e FLASH_{pT1}.



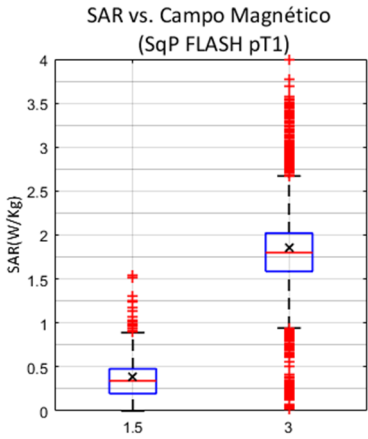
	1,5	3
ES	2,642	3,991
Q3	1,983	2,784
\bar{x}	1,677	2
Q1	1,400	1,629
EI	1,179	0,847
\bar{x}	1,781	2,118
G	1,453	3,144
IIQ	0,582	1,155
n	27	1109
VD	1	0



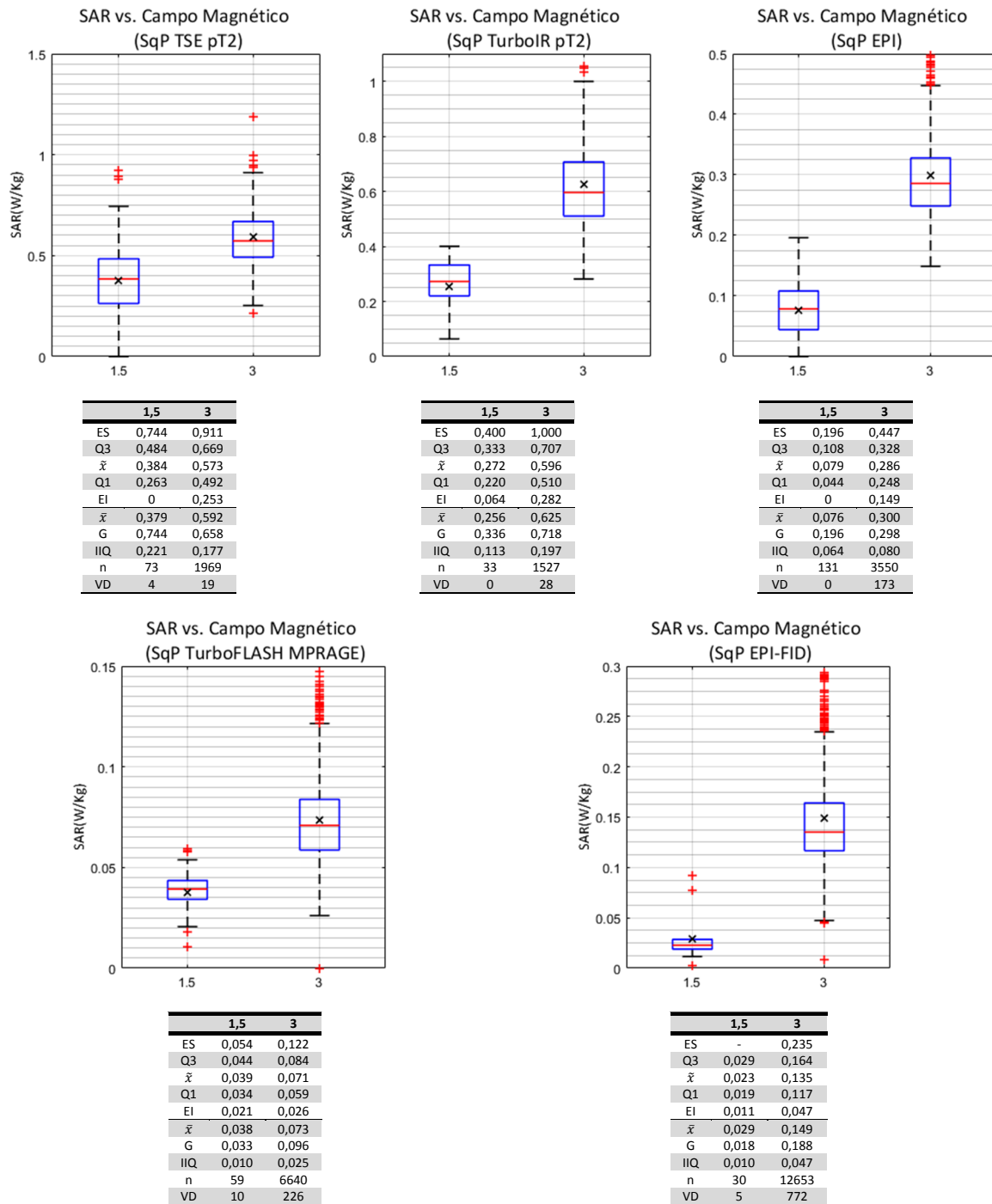
	1,5	3
ES	2,802	2,513
Q3	1,963	1,748
\bar{x}	1,506	1,458
Q1	1,017	1,207
EI	0,460	0,670
\bar{x}	1,591	1,479
G	2,342	1,843
IIQ	0,946	0,541
n	60	1014
VD	4	9



	1,5	3
ES	0,726	2,224
Q3	0,569	1,395
\bar{x}	0,509	1,010
Q1	0,359	0,821
EI	0,204	0,139
\bar{x}	0,465	1,120
G	0,552	2,085
IIQ	0,210	0,574
n	19	1157
VD	0	18



	1,5	3
ES	0,889	2,672
Q3	0,478	2,021
\bar{x}	0,342	1,801
Q1	0,196	1,587
EI	0	0,942
\bar{x}	0,391	1,851
G	0,889	1,730
IIQ	0,281	0,434
n	239	14280
VD	21	1977

Gráficos 7.18. Comparação 1,5 T/3 T, Crânio, para SqP TSE_{pT2}, TurboIR_{pT2}, EPI, TurboFLASH_{MPRAGE}, EPI-FID.

Capítulo 8

Discussão

No presente capítulo, discutem-se as principais tendências observadas nos gráficos do capítulo de resultados, relacionando-as com parâmetros técnicos (TR, TE, FA e ETL), procurando justificar com maior detalhe o cenário encontrado e corroborar as representações gráficas. Assim, o capítulo é novamente dividido nos tipos de estudo, Abdómen/Pélvis e Crânio, apresentando, para cada um deles, uma análise global e de cada SqP. Posteriormente, discute-se a comparação entre 1,5 T / 3 T. Por fim, termina-se com enumeração de dificuldades e limitações encontradas.

8.1. Estudos Abdómen/Pélvis (ICNAS)

Nos estudos abdomino-pélvicos da base de dados ICNAS utilizam-se maioritariamente SqP do tipo GRE (FLASH) para aquisição de imagem ponderada em T1, e SqP do tipo SE (TSE e HASTE) para aquisição de ponderação em T2. Esta utilização está de acordo com as práticas de rotina em estudos abdominais reportadas por Akisik *et al.* [90]. A SqP EPI também regista várias séries; segundo [91], este tipo de SqP pode ser utilizada para aquisição em apneia e angiografia e a aquisição *multishot* EPI pode adquirir ponderação em T2 com potencial para substituir SqP do tipo SE e TSE.

Relembrando a caracterização geral da SAR para cada SqP (**Gráfico 7.1**), a SqP EPI é aquela que regista a menor mediana, seguindo-se, por ordem crescente de mediana, a SqP HASTE_{pT2}, SPACE+RESTORE_{pT2}, FLASH_{pT1} e, por último, a SqP TSE_{pT2}; igual ordem crescente é verificada se considerados os valores de quartil, média e extremo superior. Bitar *et al.* [10], reporta que as SqP do tipo SE e suas variantes, que utilizam FA de 90° e 180°, são aquelas que geralmente apresentam SAR mais elevada, comparativamente às SqP GRE, que utilizam FA inferior. De facto, a SqP TSE_{pT2} é a que regista valores mais elevados de SAR, com cerca de metade dos registos acima de 2 W/Kg. Porém, a FLASH_{pT1} aparece de seguida, com posicionamento semelhante a SPACE+RESTORE_{pT2}, apesar de utilizar FA bastante inferiores. A SqP SPACE+RESTORE_{pT2} regista SAR mais baixa comparativamente à TSE_{pT2}, indo ao encontro do reportado por Nakaura *et al.* [92], num estudo de angiografia do cólon, e Mugler [93], afirmando-se que a utilização da SqP SPACE permitiu reduzir a SAR devido à utilização de um FA variável no pulso de refocalização, assumindo-se como uma variante otimizada de uma SqP TSE. De referir que, nos dados ICNAS observados, a SqP SPACE+RESTORE_{pT2} é utilizada para aquisição 3D enquanto que a TSE_{pT2} a aquisição é 2D. Todas as SqP em questão registam séries acima de 2 W/Kg, ou seja, aquisição no modo controlado. Nos parágrafos seguintes cada SqP é discutida de forma individual.

Nos registos da SqP TSE_{pT2} (1 109 séries) são utilizadas, na maioria das aquisições, as seguintes combinações FA/ETL, e cujas respetivas médias de SAR são: 150°/23, 1,712 W/Kg (460 séries); 139°/29, 2,918 W/Kg (337 séries); 140°/27, 1,656 W/Kg (197 séries). Note-se que o menor FA, 139°, é aquele com maior média; é também onde se regista o maior ETL, 29. Adicionalmente, é na

combinação 139°/29 que se regista a série com SAR mais elevada nesta SqP, no limite do modo controlado (3,991 W/Kg), num paciente do sexo masculino, 65 Kg, 23,88 Kg/m², TR = 6053,636ms e TE = 88ms. De facto, para obter imagens com a combinação 139°/29, os valores de SAR obtidos situam-se no modo de operação controlado (≥ 2 W/Kg). O mesmo não acontece para os pares 150°/23 e 140°/27, onde cerca de um quarto dos registos se encontra acima de 2 W/Kg. O cenário é semelhante considerando uma gama de TR, *e.g.*, entre 3600-4100ms (436 séries), onde a aquisição com a combinação 139°/29 regista SAR (em média) de 2,854 W/Kg, enquanto que 150°/23 regista 1,708 W/Kg e 140°/27 regista 1,572 W/Kg. Na mesma gama de TR e considerando uma massa corporal e IMC específicos, a combinação 139°/29 continua com média de SAR mais elevada: *e.g.*, para massa corporal = 80 e IMC = 29,38 Kg/m², a combinação 139°/29 regista SAR médio de 3,239 W/Kg, enquanto que 150°/23 regista 1,804 W/Kg e 140°/27 regista 1,630 W/Kg. Para TR > 4100ms (615 séries), o cenário é idêntico. Deste modo, para além do FA, confirma-se a marcada influência do ETL na estimativa da SAR. A influência da massa e IMC na estimativa da SAR é visível na globalidade das séries (sem considerar parâmetros técnicos) e concretamente nas combinações FA/ETL supramencionadas, mostrando uma tendência de redução da SAR para com o aumento massa e IMC, com especial visibilidade na SAR máxima registada em cada valor de massa corporal/IMC. O **Gráfico 7.2** ilustra a tendência referida, refletindo-se na diminuição do extremo superior, Q3 e média para com o aumento da massa e IMC. Na gama de TR 3600-4100ms e para as combinações FA/ETL referidas, a SAR média do sexo masculino é superior à média do sexo feminino, confirmando a representação gráfica: *e.g.*, para pacientes de 75 Kg, em 139°/29, regista-se 3,346 W/Kg e 2,181 W/Kg, respetivamente, confirmando a representação gráfica. A título mais pormenorizado, é possível observar registos de diferentes pacientes, mas características morfológicas iguais (em termos de massa e IMC), igual género e parâmetros técnicos também iguais (TE, TR, FA e ETL), que registam valores de SAR diferentes, algumas vezes na ordem das unidades. Tome-se como exemplo, pacientes do sexo masculino, de 75 Kg, 27,55 Kg/m², TE = 126ms, TR = 3600ms, FA = 150°, ETL = 23 (26 séries), onde a série com registo mais elevado é 2,481 W/Kg e a série com registo mais baixo é 1,118 W/Kg. Este cenário pode indicar a presença de outros fatores que influenciam o cálculo da SAR para além daqueles presentemente analisados.

A SqP FLASH_{PT1} (14 280 séries) regista uma gama variada de FA, desde 2° a 70°, onde a série com registo mais elevado de SAR possui FA = 31,66°, chegando a atingir o patamar limite do modo de operação controlado (aproximadamente 3,999 W/Kg, com TR = 3,85ms e TE = 1,45ms, para uma paciente de 75 Kg e IMC = 27,55 Kg/m²). Nesta SqP o FA aparenta ter especial influência na estimativa da SAR. Veja-se o exemplo de 61 pacientes do sexo masculino, 80 Kg, cujos parâmetros de aquisição de imagem são TR = 5,07ms e TE = 1,76ms, que possuem aquisições com diversos FA: 2°, 5° e 10°, cujo SAR médio é 0,040 W/Kg, 0,249 W/Kg e 0,995 W/Kg, respetivamente. Dado os exemplos, observa-se que, para os mesmos pacientes e para um específico TR e TE, modificações do FA resultam numa mudança considerável da SAR média, chegando a quadruplicar o valor médio de SAR quando ocorre uma duplicação do FA (de 5° para 10°), indo ao encontro do referido em [10]. Considerando a combinação de parâmetros com maior contagem de séries (TR = 4,97ms, TE = 1,74ms, FA = 12°, 6562 séries), analisou-se, com maior detalhe, a influência da morfologia no cálculo

da SAR. A título ilustrativo, pacientes com 65 Kg e 1,65m de altura (IMC2) registam SAR médio igual a 1,961 W/Kg, enquanto que pacientes com 90 Kg e igual altura (IMC4) registam SAR médio de 1,105 W/Kg. Nos diagramas de caixas do **Gráfico 7.3**, observa-se uma ligeira tendência de diminuição da SAR para com o aumento da massa e IMC, especialmente em termos de mediana, e cuja escolha dedicada de parâmetros confirma o traçado gráfico. No diagrama de caixas, o sexo feminino surge com valores de SAR mais elevados que o sexo masculino, com diferença estatisticamente significativa, mas Delta de Cliff “pequeno”. Tome-se como exemplo, para as condições de exame com maior contagem de séries, a média de SAR no sexo feminino é 1,908 W/Kg (146 séries) e no sexo masculino 1,592 W/Kg (6416 séries); porém, para outras combinações de parâmetros, o cenário não se verifica. O facto de cerca de metade das séries do sexo masculino ser adquirida com as condições de parâmetros descritas e ser um caso onde, particularmente, a SAR masculina é inferior à feminina, contribui para a diferença encontrada.

Na SqP SPACE+RESTORE_{PT2} (252 séries) a maioria das séries é adquirida com FA = 110° e ETL = 101 (244 séries), registando SAR médio de 1,702 W/Kg, valor semelhante à aquisição com TSE_{PT2} de FA = 150° e ETL igual a 23 (1,712 W/Kg). Utiliza-se uma gama variada de TR na ordem dos 3600-9000ms e TE na ordem dos 535-546ms. A série com registo de SAR mais elevado, 2,603 W/Kg, regista-se num paciente de 80 Kg, 29,39 Kg/m², TE = 537ms, TR = 3992,664, FA = 110° e ETL = 101. Uma observação mais detalhada com escolha dedicada de parâmetros revelou que as diferentes massas corporais ou IMC pouco se refletem na SAR estimada, havendo ligeiras flutuações, mas confirmando a não significância estatística reportada na secção de resultados (**Tabela 7.4**). O **Gráfico 7.4** SAR vs. Massa Corporal apresenta um aumento do extremo superior para com aumento da categoria de massa, que de facto se confirma para o valor máximo de SAR registado em cada valor de massa corporal: tendo em conta, FA = 110° e ETL = 101, 65 Kg regista SAR máximo de 1,928 W/Kg, 70 Kg regista 2 W/Kg, 75 Kg regista 2,502 W/Kg e 80 Kg regista 2,603 W/Kg. A diferença entre géneros é classificada com Delta de Cliff “grande”, sendo a única SqP com este cenário, o que motivou especial atenção. Nas mesmas condições FA = 110°, ETL = 101, TR entre 4000-4500ms, o valor médio de SAR para o sexo feminino é de 1,541 W/Kg (60 séries) e para o sexo masculino 1,870 W/Kg (34 séries); verifica-se um cenário idêntico para outras gamas de TR. Para iguais condições e escolha dedicada de massa corporal, *e.g.*, 75 Kg, o cenário é idêntico, 1,513 W/Kg (26 séries) e 2,002 W/Kg (8 séries) para o sexo feminino e masculino, respetivamente. Confirma-se a superioridade de SAR no género masculino, mas quanto à grande diferença entre géneros não se encontraram causas claras que a justifiquem, dentro da informação analisada.

Na SqP HASTE_{PT2} (1 014 séries), 881 séries são adquiridas com as seguintes combinações de TR e FA: 1600ms/150° (427 séries); 2000ms/150° (400 séries); 4500ms /180° (171 séries); SAR médio de 1,543 W/Kg, 1,158 W/Kg e 1,982 W/Kg respetivamente. A série com SAR mais elevado, 3,072 W/Kg, regista-se num paciente de 65 Kg, 23,88 Kg/m², TR = 1600ms e FA = 150°. O TR parece exercer influência na estimativa da SAR: tome-se como exemplo, para os mesmos 147 pacientes de massa corporal = 75 Kg, a combinação 1600ms/150° regista SAR médio de 1,531 W/Kg e a combinação 2000ms/150° regista 1,111 W/Kg, um valor inferior para TR superior. Na representação **Gráfico 7.5** observa-se uma tendência de diminuição da SAR para com o aumento das categorias de massa e

IMC, especialmente ao nível do extremo superior e quartil Q3, que realmente se confirma com escolha dedicada de parâmetros: *e.g.*, para 1600ms/150°, 65 Kg regista SAR máximo de 3,072 W/Kg, 75 Kg regista 2,444 W/Kg, 85 regista 2 W/Kg e 95 regista 1,497 W/Kg. O mesmo cenário é observado para a combinação 4500ms/180° e para os valores de IMC. A representação gráfica SAR vs. Género ilustra uma ligeira superioridade de SAR para o sexo masculino, que realmente se confirma na combinação com maior número de séries (1600ms/150°), quer em termos de SAR médio (1,472 W/Kg vs. 1,602 W/Kg) quer em termos de SAR máximo registado em cada género (2 W/Kg vs. 3,072 W/Kg). Porém, para outras combinações TR/FA, este cenário não se concretiza, ocorrendo de facto o inverso em 4500ms/180°. Assume-se uma posição cautelosa em generalizar a superioridade de SAR para o sexo masculino nesta SqP.

Na SqP EPI (1 157 séries), o FA utilizado é sempre de 90°, observando-se uma grande diversidade de TR. A série com registo de SAR mais elevado, 2,772 W/Kg, é adquirida com TR = 7756,86ms, TE = 63ms, num paciente de 65 Kg e IMC = 23,88 Kg/m² (IMC2). Dos mais variados TR registados, observam-se duas gamas principais e com maior número de observações: 3600-4000ms e 6000-8000ms. O TR tem influência visível na estimativa da SAR, notando-se um decrescendo para com o aumento do TR: *e.g.*, para a categoria IMC3, um TR = 3600ms regista SAR médio de 1,453 W/Kg e TR = 4000ms regista 0,833 W/Kg. Por outro lado, visualizando os **Gráficos 7.6**, as categorias M2 e IMC2 apresentam-se algo díspares comparativamente às restantes categorias, registando mediana superior. Considerando a comparação IMC2/IMC3 para gamas de TR mais utilizadas tem-se, em termos médios de SAR: entre 3600-4000ms, 1,364/0,918 W/Kg; entre 4000-6000ms, 1,189/0,928 W/Kg e entre 6000-7000ms, 1,697/1,162 W/Kg. Os exemplos são pontuais, mas exemplificativos do cenário geral ilustrado no **Gráfico 7.6** e respetiva **Tabela 7.6** estatística, onde a classificação de Cliff “moderado” comprova a marcada diferença encontrada em M2 e IMC2 comparativamente às restantes categorias. Considerando apenas as categorias de massa M3, M4 e M5, o **Gráfico 7.6** aponta para uma ligeira superioridade dos valores de M5. Considerando as gamas de TR supramencionadas, verifica-se uma tendência de diminuição do SAR máximo e de aumento do SAR mínimo para com o aumento da massa/IMC. Ora veja-se, para TR entre 3600-4000ms, a diminuição do SAR máximo em cada valor de massa corporal: 75 Kg, 1,967 W/Kg; 80 Kg, 1,904 W/Kg; 85 Kg, 1,320 W/Kg; além disso, confirma-se a superioridade em M5: 90 Kg, 1,792 W/Kg; 95 Kg, 1,402 W/Kg. Por outro lado, na mesma gama de TR, verifica-se o aumento de SAR mínimo para cada valor de massa corporal: 75 Kg, 0,285 W/Kg; 80 Kg, 0,468 W/Kg; 85 Kg, 0,603 W/Kg; 90Kg, 0,683 W/Kg; 95 Kg, 0,729 W/Kg. Este cenário é replicado na gama TR entre 6000-8000ms e para a análise de IMC. As representações gráficas não conseguiram representar fielmente o cenário analisado com escolha dedicada de parâmetros, presumindo-se que a grande variabilidade possa ter interferido numa representação gráfica mais fiel. Por último, a representação gráfica sugere valores de SAR superiores no sexo masculino, que se confirma com escolha de TR, em ambas as gamas supracitadas, quer em termos de SAR médio quer em SAR máximo registado para cada género: *e.g.*, para TR 6000-8000ms, o sexo feminino regista SAR médio de 1,052 W/Kg e SAR máximo de 2,224 W/Kg, enquanto que o sexo masculino regista 1,421 W/Kg e 2,772 W/Kg, respetivamente.

Na generalidade, as SqP aplicadas em estudos Abdómen/Pélvis registam SAR abaixo do primeiro nível de controlo. Quanto à massa corporal e sua relação com valores de SAR, os estudos Abdómen/Pélvis observados mostram diferentes cenários de acordo com a SqP considerada. A visualização gráfica das SqP TSE_{pT2} , $HASTE_{pT2}$ e $FLASH_{pT1}$, mostra uma tendência de diminuição da SAR para com o aumento da massa corporal. Esta correlação negativa entre a massa corporal e valores de SAR é igualmente verificada por Wang no seu estudo de 2014, onde se refere que, em teoria, seria expectável o cenário inverso (correlação positiva) [94]. Por outro lado, para a SqP $SPACE+RESTORE_{pT2}$ e EPI, não se observa alguma tendência clara que relacione a massa os valores de SAR. Note-se na SqP $SPACE+RESTORE_{pT2}$ a não significância estatística da diferença entre categorias de massa e entre categorias de IMC. No caso EPI, as categorias M2 e M5 destacam-se na representação gráfica pela superioridade e inferioridade de valores de SAR, respetivamente, perante as restantes categorias. No caso do IMC, nas SqP TSE_{pT2} , $HASTE_{pT2}$ e $FLASH_{pT1}$ observa-se uma tendência de diminuição da SAR para com o aumento do IMC. A diferença entre as categorias IMC2 e IMC4 é considerada estatisticamente significativa em TSE_{pT2} , $FLASH_{pT1}$, $HASTE_{pT2}$ e EPI, com classificação de Cliff “moderada”, demonstrando um certo padrão entre diferentes SqP; além disso, a diferença entre a categoria IMC2 e alguma das restantes aparece como estatisticamente significativa nas quatro SqP supracitadas. O sexo feminino surge com valores de SAR inferiores ao sexo masculino em $SPACE+RESTORE_{pT2}$, $HASTE_{pT2}$ e EPI, com especial relevância na SqP $SPACE+RESTORE_{pT2}$, que regista Delta de Cliff “grande”. Note-se a SqP $FLASH_{pT1}$, a mediana feminina é superior, mas apenas se confirma para as condições de exame com maior contagem de séries, e a SqP TSE_{pT2} , cuja diferença entre géneros não é estatisticamente significativa, mas a observação gráfica remete para um extremo superior e Q3 mais elevados para o sexo masculino.

8.2. Estudos Crânio (ICNAS)

Nos estudos de crânio da base de dados ICNAS, a maioria das aquisições ponderadas em T2 é realizada por SqP do tipo SE ($TSE+RESTORE$, TurboIR, TSE, SPACE e $SPACE+IR$), e a ponderação T1 é conseguida por SqP do tipo GRE ($FLASH$ e TurboFLASH). Também existe aquisição com SqP EPI e EPI-FID. As SqP $TSE+RESTORE_{pT2}$, TurboIR_{pT2} e TSE_{pT2} são as que registam SAR mais elevado, em termos de mediana e média, seguindo-se por ordem decrescente, a SqP $FLASH_{pT1}$, EPI, $SPACE_{pT2}$, $SPACE+IR_{pT2}$, EPI-FID e TurboFLASH_{MPRAGE}. À semelhança do observado em estudos Abdómen/Pélvis, a SqP SPACE assume-se como uma versão otimizada das variantes Turbo SE, registando valores de SAR inferiores [93], quer em termos da comparação SPACE vs. TSE, quer em $SPACE+IR$ vs. TurboIR.

Nos seguintes parágrafos, discute-se, para cada SqP individualmente, a existência de relações entre massa corporal, IMC, género e a SAR, com especial atenção para as condições de exame (FA, TR, TE, ETL) com maior contagem de séries.

A SqP TSE+RESTORE_{PT2} (306 séries) regista a mediana e média de SAR mais elevadas (0,707 W/Kg e 0,964 W/Kg, respetivamente) nos estudos de Crânio. Para uma das combinações de parâmetros de aquisição mais utilizada, TR = 3500ms, FA = 160° e ETL = 34 (119 séries), regista-se SAR médio de 0,677 W/Kg. Na combinação referida, não se observa alguma tendência ou relação dos valores de SAR para com a massa corporal e IMC, comprovando o cenário observado no **Gráfico 7.8** e o reportado na **Tabela 7.7** (diagramas de caixa semelhantes para diferentes categorias de massa e IMC; não significância estatística entre as diferentes categorias de massa e IMC, respetivamente). Para os mesmos parâmetros técnicos supramencionados, analisou-se a diferença entre géneros, observando-se uma ligeira superioridade dos valores de SAR médio e SAR máximo para o sexo masculino (0,755 W/Kg vs. 0,642 W/Kg; 1,313 W/Kg vs. 1,265 W/Kg, respetivamente); o cenário é idêntico noutras combinações de parâmetros e escolhendo massa corporal ou IMC igual entre homens e mulheres, havendo diferenças na ordem das unidades em casos particulares (*e.g.*, em dois pacientes, homem e mulher de 75 Kg, 27,55 Kg/m² e para TR = 3100ms, FA = 160°, ETL = 26, regista-se séries com SAR de 1,815 W/Kg e 0,611 W/Kg, respetivamente). Obteve-se um resultado de significância estatística para a diferença entre géneros, mas com Delta de Cliff “pequeno”, que realmente se confirma na grande maioria das séries com escolha dedicada de parâmetros. Considerando TR = 3500ms e FA = 160°, note-se a influência do ETL na estimativa da SAR: *e.g.*, para o sexo feminino, ETL = 33 apresenta SAR médio de 0,682 W/Kg (31 séries) e ETL = 37 apresenta SAR médio de 1,781 W/Kg (5 séries).

A SqP TurboIR_{PT2} (1 527 séries) regista a segunda maior mediana e média (0,596 W/Kg e 0,625 W/Kg, respetivamente) dos estudos de crânio. Para as condições com maior contagem de séries, TR = 8000ms, FA = 130°, ETL = 16 (784 séries) e TR = 9000ms, FA = 130° e ETL = 16 (496 séries), observa-se um decréscimo do SAR máximo e um aumento do SAR mínimo registados para cada valor de massa corporal. Desta forma, para a combinação de parâmetros com 784 séries, o SAR máximo registado para 75 Kg é de 0,837 W/Kg; para 80 Kg é de 0,813 W/Kg; 85 Kg, 0,807 W/Kg; 90 Kg, 0,684 W/Kg. Para as mesmas massas corporais, a série com SAR mais baixo regista 0,292 W/Kg, 0,334 W/Kg, 0,413 W/Kg e 0,545 W/Kg, respetivamente. Este cenário é semelhante para as condições TR = 9000, FA = 130° e ETL = 16. Assim, a escolha dedicada de parâmetros confirma a representação gráfica SAR vs. Massa Corporal, que apresenta diminuição do extremo superior e aumento do extremo inferior nas categorias M3, M4 e M5. Do mesmo modo, efetua-se escolha dedicada de parâmetros para o IMC, onde se verifica igual tendência de diminuição do SAR máximo e aumento do SAR mínimo para cada valor de IMC. A escolha dedicada de parâmetros também confirma o quadro observado no **Gráfico 7.9** no que toca à diferença entre géneros, onde o sexo masculino apresenta valores ligeiramente superiores: *e.g.*, TR = 8000ms, FA = 130° e ETL = 16, SAR médio feminino 0,578 W/Kg e SAR médio masculino 0,625 W/Kg; mantendo os mesmos parâmetros, igual cenário é verificado para uma massa corporal específica: *e.g.*, 75 Kg, o sexo masculino regista SAR médio de 0,634 W/Kg e o sexo feminino 0,577 W/Kg). No **Gráfico 7.9** SAR vs. IMC, observa-se uma posição superior em termos de valores de SAR para a categoria IMC1, que totaliza 3 séries, que se atribuem a um paciente neonato (2 séries, 3,5Kg, registam 1,054 W/Kg e 0,935 W/Kg) e a uma criança de 16 anos (60Kg, 0,577 W/Kg). As séries pertencentes a neonatos e

crianças discutem-se na secção 8.2.1. De modo similar, na categoria M1 o extremo superior e quartil Q3 estão localizados em valores de SAR superiores, e onde se contabilizam os mesmos 2 neonatos e 5 crianças com idade ≤ 16 anos. Nesta SqP, é possível visualizar o papel do ETL na estimativa da SAR. Note-se, em séries de duas pacientes do sexo feminino de 75 Kg, a combinação TR/FA/ETL de 4000ms/150°/16 regista SAR médio de 1,035 W/Kg e 0,672 W/Kg, enquanto que a combinação 4000ms/150°/18 regista SAR médio de 2,469 W/Kg e 1,802 W/Kg, respetivamente.

A SqP TSE_{PT2} (1 969 séries) regista SAR médio de 0,592 W/Kg e mediana de 0,573 W/Kg. A representação gráfica SAR vs. Massa Corporal (**Gráfico 7.10**) apresenta uma tendência de diminuição do extremo superior para com o aumento da categoria de massa desde M3 a M6, assim como um aumento do extremo inferior para as dadas categorias. As condições de aquisição mais representativas em termos de contagem de séries (TR = 3180ms, FA = 132°, ETL = 9, 804 séries e TR = 3352,8ms, FA = 132°, ETL = 9, 319 séries), confirmam a representação gráfica, indicando um decréscimo do SAR máximo e aumento do SAR mínimo registados para uma específica massa corporal: *e.g.*, TR = 3180ms, FA = 132°, ETL = 9, tem-se para 75 Kg SAR máximo e SAR mínimo igual a 0,784 W/Kg e 0,337 W/Kg, para 80 Kg tem-se 0,746 W/Kg e 0,348 W/Kg e para 85 Kg tem-se 0,717 W/Kg e 0,407 W/Kg, respetivamente. Este cenário é semelhante noutras combinações TR/FA/ETL. No caso da representação SAR vs. IMC, a escolha dedicada de parâmetros não confirma a tendência de aumento extremo superior perante o aumento de categoria de IMC; de facto, a tendência é igual à da massa corporal, com decréscimo do SAR máximo e aumento do SAR mínimo, considerando apenas IMC2, IMC3 e IMC4. Por outro lado, para a categoria M1, que se destaca graficamente pela superioridade de SAR, a classificação de Cliff é de “moderado” entre M1/M2 e M1/M5. A categoria IMC1 também se destaca das restantes, existindo significância estatística para a diferença entre as categorias IMC1 e as restantes, com classificação de Cliff “grande”. Para a aquisição típica referida, e pacientes de 75 Kg confirma-se uma ligeira superioridade dos valores de SAR médio para o sexo masculino (0,615 W/Kg comparativamente a 0,548 W/Kg para o sexo feminino), confirmando o cenário gráfico e a classificação de Cliff “pequeno” (**Gráfico 7.10** e **Tabela 7.9**); o cenário é semelhante para outras combinações TR/FA/ETL.

A SqP FLASH_{PT1} (2 066 séries) regista SAR médio de 0,480 W/Kg e mediana de 0,366 W/Kg. Pode distinguir-se a aplicação de duas gamas de TR: 3-10ms (972 séries) e 140-250ms (685 séries). No diagrama de caixas SAR vs. Massa Corporal (**Gráfico 7.11**) observa-se uma tendência de ligeiro aumento do extremo superior, Q3, mediana e média para com o aumento da categoria de massa em M2, M3 e M4. De facto, para a combinação de parâmetros mais utilizada, TR = 5,9ms, TE = 2,11ms e FA = 20° (812 séries), a série com SAR máximo para as categorias M2, M3 e M4 delineia tal tendência: por ordem de categoria, regista-se 0,218 W/Kg, 0,248 W/Kg e 0,261 W/Kg. Porém, este cenário não é recorrente para outras combinações de parâmetros, ponderando-se que o gráfico seja maioritariamente influenciado pela combinação com maior contagem de séries. De facto, a escolha dedicada de parâmetros revela uma tendência já relatada em outras SqP: a diminuição da SAR máxima para com o aumento da massa corporal: veja-se, *e.g.*, para as condições de aquisição supracitadas, a massa corporal de 65 Kg possui a série com SAR máximo igual a 0,218 W/Kg, enquanto que 70 Kg regista 0,182 W/Kg, 75 Kg regista 0,178 W/Kg e 80 Kg regista 0,169

W/Kg. Este cenário é igualmente observado noutras combinações TR/TE/FA. Assim, a representação gráfica não consegue refletir uma tendência apenas visível com escolha dedicada de parâmetros. Um cenário idêntico é observado para o caso do IMC: para as mesmas condições de aquisição supramencionadas, tem-se SAR máximo para 23,88 Kg/m² igual a 0,218 W/Kg, para 25,71 Kg/m² igual a 0,182 W/Kg, para 27,55 Kg/m² igual a 0,178 W/Kg e para 29,38 Kg/m² igual a 0,175 W/Kg. Contudo, note-se que a tendência referida é mais visível no caso da massa corporal do que do IMC. Destaque ainda para a categoria M1, que regista valores de SAR mais elevados, cuja discussão se fará na secção 8.2.1. A representação do diagrama de caixa remete para uma ligeira superioridade dos valores de SAR para o sexo feminino, existindo significância estatística para a diferença entre géneros com classificação de Cliff “pequeno”. De facto, para a combinação com maior número de séries já referida, este cenário confirma-se, com registo médio de 0,193 W/Kg para mulheres e 0,162 W/Kg para homens. Porém, noutras combinações o cenário não se confirma, ponderando-se o facto de a representação gráfica ser influenciada pela tendência das séries que estão em maior número de ocorrências. Note-se a influência do FA: *e.g.*, para pacientes do sexo masculino e TR na gama 3-10ms, o FA de 2° regista SAR médio de 0,004 W/Kg (17 séries), 5° regista 0,028 W/Kg (16 séries), 10° regista 0,110 W/Kg (16 séries) e 20° regista 0,162 W/Kg (593 séries), onde há um aumento de SAR para com a duplicação de FA de 7, 4 e 1,5 vezes, respetivamente.

A SqP EPI (3 550 séries) regista SAR médio de 0,300 W/Kg e mediana 0,286 W/Kg. Pode distinguir-se a aplicação de duas gamas distintas de TR: 4200-5400ms (1871 séries) e 7800-8900ms (1408 séries). No diagrama de caixas SAR vs. Massa Corporal (**Gráfico 7.12**) não se observa alguma tendência entre os valores de SAR e a massa, notando-se apenas um ligeiro aumento do extremo superior para com o aumento da categoria de massa em M3, M4 e M5. Porém, tendo em conta os intervalos de TR mencionados e que não se consideram valores discrepantes, pode verificar-se que o SAR máximo obtido para uma certa massa tende a aumentar com o aumento da massa: *e.g.*, para o TR 4200-5400ms, SAR máximo atingido nas séries de pacientes com 65 Kg é de 0,384 W/Kg, 70 Kg = 0,393 W/Kg, 75 Kg = 0,423 W/Kg, 80 Kg = 0,485 W/Kg e 85 Kg = 0,512 W/Kg; verifica-se igual cenário em TR 7800-8900ms. Por consequente, observa-se idêntico panorama no IMC, com maior evidência na gama de TR 4200-5400ms, e cujo diagrama de caixa aponta para uma possível subida dos valores de extremo superior para com o aumento do IMC, confirmada com escolha dedicada de parâmetros: *e.g.*, não considerando valores discrepantes, IMC = 22 Kg/m² a SAR máxima registada é de 0,285 W/Kg, IMC = 24 Kg/m² = 0,361 W/Kg, IMC = 25 Kg/m² = 0,384 W/Kg, IMC = 27 Kg/m² = 0,447 W/Kg. O diagrama de caixas e respetiva **Tabela 7.11** apontam para diferenças entre géneros, com o masculino a registar SAR ligeiramente superior, que se confirma com escolha dedicada de parâmetros: para o TR mais utilizado 4200ms, SAR médio para o género masculino é igual a 0,290 W/Kg e feminino igual a 0,262 W/Kg, um exemplo pontual, mas representativo do cenário geral para outros TR. Para a gama TR 4200-5400ms combinada com TE = 93ms, sem considerar valores discrepantes, observa-se uma tendência de diminuição do SAR máximo registado para com aumento do TR: TR = 4200ms, SAR = 0,539 W/Kg; TR = 4316ms, SAR = 0,485 W/Kg; TR = 5400, SAR = 0,392 W/Kg.

A SqP SPACE_{PT2} (76 séries) regista SAR médio igual a 0,219 W/Kg e mediana 0,201 W/Kg. Valores únicos de TR e FA são utilizados, 3200ms e 120°, sob aplicação de diferentes ETL, onde é clara a tendência de aumento da SAR, quer em termos de média quer em termos de valor máximo, para com o aumento de ETL. Tome-se como exemplo, ETL = 141 possui SAR médio igual a 0,221 W/Kg e ETL = 109 possui SAR médio de 0,176 W/Kg. O cenário de aumento do extremo superior e quartil Q3 para com o aumento da categoria de massa e IMC, como evidenciando no **Gráfico 7.13**, confirma-se para o valor de SAR máximo: *e.g.*, para 65 Kg, regista-se SAR máximo de 0,221 W/Kg, para 70 Kg regista-se 0,266 W/Kg e para 75 Kg regista-se 0,327 W/Kg. A superioridade de SAR para o género masculino fica confirmada com escolha específica de ETL: *e.g.*, ETL = 141, SAR médio para o sexo masculino é igual a 0,238 W/Kg e para o sexo feminino 0,207 W/Kg.

A SqP SPACE+IR_{PT2} (1 120 séries) regista SAR médio igual a 0,208 W/Kg e mediana 0,188 W/Kg. Utiliza-se sempre um FA = 120°, com a maior contagem de séries a ser adquirida com os parâmetros TR = 5000ms e ETL = 141 (1 083 séries). Confirma-se o aumento do extremo superior para com o aumento da categoria de massa e categoria de IMC visível no **Gráfico 7.14**: para os parâmetros supramencionados, a massa corporal 65 Kg regista SAR máximo de 0,262 W/Kg, 70 Kg regista 0,283 W/Kg e 80 Kg regista 0,336 W/Kg. De igual modo se confirma para o IMC: 23,88 Kg/m² regista SAR máximo de 0,262 W/Kg, 25,95 Kg/m² regista 0,302 W/Kg e 31,22 Kg/m² regista 0,367 W/Kg. Confirma-se a superioridade de valores de SAR no sexo masculino, com escolha dos parâmetros supramencionados: SAR médio para o sexo masculino é de 0,218 W/Kg e para o sexo feminino é de 0,189 W/Kg.

A SqP EPI-FID regista o maior número de séries adquiridas em estudos de crânio (12 653), registando um SAR médio de 0,149 W/Kg e mediana de 0,135 W/Kg. Os **Gráficos 7.15** indicam tendência de aumento do extremo superior e quartil Q3 para com o aumento da categoria de massa ou aumento da categoria de IMC. A escolha dedicada de parâmetros permite confirmar esta observação: *e.g.*, para TR = 2000 e FA = 90°, umas das combinações mais utilizadas (7 413 séries), o SAR máximo registado para massa = 68 Kg é de 0,208 W/Kg, enquanto que, para 70 Kg é de 0,237 W/Kg, 75 Kg é de 0,270 W/Kg e 80 Kg é de 0,349 W/Kg. Igual tendência é verificada para o IMC e para diferentes combinações TR/FA. Confirma-se a ligeira superioridade da SAR para o sexo masculino: *e.g.*, para a combinação TR/FA 2000ms/90°, o sexo masculino regista um SAR médio de 0,172 W/Kg e o sexo feminino 0,144 W/Kg. Note-se a influência do TR na estimativa da SAR, especialmente para o valor máximo atingido: considerando FA = 90°, uma aquisição com TR = 2000ms regista SAR máximo de 0,518 W/Kg, enquanto que TR = 2500ms regista 0,342 W/Kg, TR = 3000ms regista 0,287 W/Kg e TR = 3500ms regista 0,134 W/Kg. O aumento do FA também se reflete na estimativa da SAR, onde para TR = 1500ms, um FA = 73° regista SAR médio de 0,051 W/Kg, FA = 76° regista 0,124 W/Kg e FA = 90° regista 0,134 W/Kg.

A SqP TurboFLASH_{MPRAGE} (6 640 séries) regista os valores mais baixos de SAR médio, 0,073 W/Kg, e mediana de 0,071 W/Kg. O Gráfico SAR vs. Massa Corporal (**Gráfico 7.16**) sugere uma relação de aumento do extremo superior e diminuição do extremo inferior para com o aumento da categoria de massa entre as categorias M1 a M4. Existem duas combinações de TR/FA cuja utilização é frequente nesta SqP: 2300ms/9° (3 575 séries) e 2530ms/7° (3 007). A escolha dedicada de

parâmetros confirma o traçado gráfico: *e.g.*, para a combinação 2530ms/7°, observa-se o aumento de SAR máximo para com o aumento da massa corporal, onde 65 Kg regista 0,088 W/Kg, 70 Kg regista 0,111 W/Kg, 75 Kg regista 0,127 W/Kg, e ainda o decréscimo em massas superiores, onde 80 Kg regista 0,123 W/Kg, 85 Kg regista 0,119 W/Kg e 90 Kg regista 0,097 W/Kg. O mesmo panorama é observado para a combinação 2300ms/9° e para o caso do IMC. Confirma-se a ligeira superioridade dos valores de SAR para o sexo masculino com escolha dedicada de parâmetros: *e.g.*, para TR = 2300ms e FA = 9°, SAR médio masculino é de 0,086 W/Kg enquanto que para o sexo feminino é de 0,079 W/Kg.

Numa análise geral, os valores de SAR em estudos de Crânio são bastante baixos, com a maioria das séries a registar valores abaixo de 1 W/Kg. Em estudos de Crânio, é menos óbvio estabelecer relações ou tendências entre a SAR e Massa Corporal/IMC, ao contrário dos estudos de Abdómen/Pélvis, necessitando de escolha dedicada de parâmetros por forma a limitar a variabilidade das amostras. A relação SAR vs. Massa Corporal é mais visível nos valores de SAR máximo registados para cada valor individual de massa do que nos valores médios ou mediana. Assim, regista-se um aumento do SAR máximo perante um aumento de massa corporal ou IMC nas SqP EPI, SPACE_{pT2}, SPACE+IR_{pT2}, EPI-FID e TurboFLASH_{MPRAGE}. Num cenário contrário, as SqP TurboIR_{pT2}, TSE_{pT2} e FLASH_{pT1} registam diminuição do SAR máximo para com o aumento da massa ou IMC. À semelhança dos estudos Abdómen/Pélvis, a SqP FLASH_{pT1} regista SAR superior no sexo feminino, cenário que apenas se confirmam para as condições de exame mais utilizadas. Contudo, a tendência é o sexo masculino apresentar valores de SAR superiores em relação ao sexo feminino, com especial relevância em SPACE_{pT2} e SPACE+IR_{pT2} devido à classificação de Cliff “moderado”. Em várias SqP as categorias M1 e IMC1 surgem com classificação de Cliff “moderado” ou “grande”, representando uma diferença notória destas categorias de extremo em comparação com as restantes.

8.2.1. As categorias M1 e IMC1

Nos estudos de Crânio da base de dados ICNAS, observaram-se com maior detalhe os dados relativos às categorias M1 (< 60 Kg) e IMC1 (< 18,5 Kg/m²), especialmente nas SqP TSE_{pT2}, EPI, FLASH_{pT1}, SPACE_{pT2} e EPI-FID.

No que concerne à categoria M1 em TSE_{pT2} (**Gráfico 7.10**) o diagrama de caixa eleva-se para valores de SAR ligeiramente superiores comparativamente às restantes categorias, cuja diferença é suportada com significância estatística entre os pares M1/M2, M1/M5, classificados com “moderado” Delta de Cliff, e para o par M1/M3 com classificação “pequeno”. De entre as 41 séries da categoria M1, 26 dizem respeito a indivíduos com idade igual ou inferior a 16 anos, das quais 11 séries com média de 3,26 Kg de massa corporal (neonatos, entre 12-14 dias de vida). Também a caixa de IMC1 se encontra elevada na escala de SAR comparativamente às restantes categorias, sendo que 11 dos 14 registos correspondem aos neonatos. A diferença entre IMC1 e cada uma das restantes categorias de IMC é suportada estatisticamente, com classificação “grande” em termos de tamanho do efeito.

Um cenário idêntico é observado na SqP EPI (**Gráfico 7.12**), com elevação da SAR nos registos de M1 e IMC1. De entre as 106 séries em M1, 34 são de doentes com idade < 16 anos, sendo 28 séries pertencentes a neonatos. Na categoria M1, os registos com SAR mais elevada pertencem justamente a estes 28 neonatos. A diferença entre M1/M3 e M1/M5 é suportada com significância estatística, com Delta de Cliff “pequeno”. De entre as 44 séries de IMC1, 28 são neonatos, que novamente se posicionam nos registos de SAR mais elevados na referida categoria, registando Delta de Cliff “grande” entre IMC1/IMC2, IMC1/IMC3 e IMC1/IMC4.

A SqP FLASH_{PT1} (**Gráfico 7.11**) regista 16 séries na categoria M1, onde 3 pertencem crianças de 7 e 11 anos. O diagrama de caixa possui uma aparência deveras diferente perante as restantes categorias. Tal diferença é suportada estatisticamente para os pares M1/M2, M1/M5, M1/M6, com Delta de Cliff “grande”. Esta SqP não regista categoria IMC1.

A SqP SPACE_{PT2} (**Gráfico 7.13**) possui as mesmas 4 séries na categoria M1 e IMC1, que pertencem a neonatos. Estes 4 registos são as estimativas de SAR mais elevadas nas séries da respetiva SqP.

Na SqP EPI-FID (**Gráfico 7.15**), a categoria M1 regista 596 séries, entre as quais 200 com idades < 16 anos, sendo 151 pertencentes a neonatos. São estas 151 séries que registam a SAR mais elevada na dada categoria de massa. Na categoria IMC1, de entre as 246 séries, 166 pertencem a crianças com idade inferior a 16 anos, entre as 151 pertencentes a neonatos, que também nesta categoria registam a SAR mais elevada.

Dadas as observações, verifica-se que os valores de SAR encontrados em crianças e neonatos em estudos de crânio são elevados, especificamente para as SqP referidas. Procurou-se literatura específica neste contexto, por forma a comparar e/ou suportar este cenário.

Num trabalho de 2009, onde se faz a revisão da experiência de aquisição de imagem de RM de 3 T em crianças [95], reporta-se que não houve aumento de temperatura corporal (cuja medição foi efetuada com um dispositivo compatível com RM). As recomendações relativas à SAR fornecidas não referem alguma especificação para crianças, reportando-se as típicas medidas de redução da SAR: aumento do TR, diminuição do FA, diminuição do número de cortes e redução do ETL.

Num estudo de 2009 de Machata *et al.* comparam-se dois grupos de 38 crianças sob sedação (de idade compreendida entre 1 mês e 6 anos e 5 meses) que efetuaram estudos de crânio em equipamento de 1,5 T e 3 T. Verificou-se um aumento médio de 0,5°C na temperatura timpânica e rectal em 3 T, comparativamente a 0,2°C em 1,5 T. Reporta-se que dois pacientes tinham a temperatura corporal aumentada em 0,9°C após o exame de 1,5 T, e três pacientes tinham a temperatura corporal aumentada em 1°C após o exame em 3 T. A maioria dos pacientes apresentava sudação após o exame. Reflete-se sobre o desenvolvimento das *guidelines*, que têm como base um modelo de adulto em estado acordado, cuja aplicação em crianças sedadas pode não ser adequada devido à termorregulação comprometida derivada da anestesia. Assim, as crianças sedadas podem encontrar-se numa probabilidade acrescida de aquecimento corporal e absorção de energia clinicamente relevantes. Recomendam-se períodos de intervalo entre a aplicação de SqP. Se for assumido que o aumento da temperatura corporal nestes pacientes foi causado pela deposição de RF, os valores de SAR e tempos de exame devem ser revistos pelos fabricantes de equipamentos de 3 T para o caso de neonatos e crianças [96].

A variabilidade de modelos anatômicos computacionais utilizada em estudos de dosimetria, tanto em adultos como em crianças, é analisada num estudo de 2008 de Conil *et al.*, fornecendo estimativas de SAR sob método de simulação numérico ao nível de corpo inteiro, assim como para tecidos e zonas corporais específicas [97]. A morfologia externa anatômica é considerada como relevante na caracterização dos modelos, utilizando-se o IMC, que pode ser assumido como uma medição da gordura corporal. Em modelos computacionais, a variabilidade da morfologia afeta a estimativa da SAR. Reporta-se a dificuldade de obtenção de imagens de RM em crianças, o que dificulta a posterior obtenção de um modelo computacional. Assim, ao modelo de adulto são aplicadas técnicas de adaptação da morfologia, originando modelos de crianças de diferentes idades (5, 8 e 12 anos, no citado estudo). Refere-se que as crianças possuem diferentes características comparativamente aos adultos: o crescimento do crânio não é linear, sendo que as crianças têm crânios de maiores dimensões; as características morfológicas dependem da idade, *e.g.*, a razão entre a proporção crânio/massa corporal decresce com a idade, traduzindo um crescimento rápido do crânio até aos 3 anos, e após o crescimento torna-se mais lento, até atingir a dimensão adulta entre os 6 e 14 anos. Considerando apenas a gama de frequência de ressonância entre os 120 e 140 MHz, reporta-se que a SAR de corpo inteiro é mais elevada em crianças do que em adultos, sendo que a SAR para o modelo de 5 anos registou os valores mais elevados (Figura 18 da referência [97]). Assim, na estimativa da SAR para crianças usando modelos computacionais obtidos a partir de adultos observam-se valores superiores na gama de frequências utilizada em equipamento de 3 T, sugerindo-se confirmação dos cálculos utilizando modelos obtidos a partir de imagens de RM de crianças.

Como exemplo adicional, note-se a utilização de telemóveis, reportada por Lu e Ueno [98] em 2012, onde se conclui que a distribuição de SAR é dependente da idade, existindo maior penetração de energia no crânio de crianças, provavelmente devido à espessura e dimensão mais reduzidas do crânio, comparativamente a um adulto. Também para a utilização de telemóveis em modelos de crianças, para frequências de 900 MHz e 1900 MHz, Qureshi e Chen [99] reportam que o baixo peso corporal regista valores de SAR de corpo inteiro superiores.

O artigo de Malik *et al.* [100] de 2015 investiga como é que as estimativas de SAR relacionadas com adultos podem estar relacionadas com a população neonatal sob diferentes condições, quando adquiridas imagens com intensidade de campo de 1,5 T e 3 T. Reflete-se sobre a possibilidade de monitorizar a energia de RF produzida por um equipamento de RM, mas não é possível medir diretamente a distribuição de SAR resultante no corpo do indivíduo; para tal, os fabricantes de equipamentos aplicam algoritmos de verificação de segurança baseados em previsões que têm como base modelos computacionais. Mais uma vez se refere, à semelhança de outros artigos, que a exata natureza destes modelos não é revelada; porém, os autores reportam que, por experiência, os modelos podem incluir objetos geométricos simples ou modelos humanos. Como resultado, existe alguma incerteza na extrapolação dos valores previstos para a população neonatal. Assim, o estudo efetua uma simulação de exposição às RF de um modelo neonatal, para intensidades de campo de 1,5 T e 3 T, reportando SAR de corpo inteiro e SAR de crânio, assim como comparando com modelo adulto, cujas previsões de SAR foram adquiridas num equipamento

comercial, com detalhes de cálculo desconhecidos. Neste estudo, observou-se que os modelos neonatais registam previsões de SAR substancialmente inferiores comparativamente ao modelo adulto testado sob as mesmas condições de exposição a RF. Refere-se que há evidência, em qualquer cenário testado no trabalho, que as estimativas da SAR produzidas pelo equipamento são inferiores em neonatos comparativamente a adultos. Apesar da SAR ser utilizada como parâmetro de avaliação de segurança ligado às RF, é a combinação de temperatura elevada e a sua duração que tem potencial para causar danos nos tecidos corporais. Os mecanismos de termorregulação em neonatos diferem dos adultos, visto que possuem maior potencial para perda de calor à superfície e são incapazes de gerar calor por tremor. Em contraste, o reduzido fluxo de sangue cerebral e a imatura circulação periférica em neonatos pode resultar nos efeitos opostos, como acontece na sedação pré-exame. Tais fatores, assim como as previstas distribuições de SAR, indicativas que a maior deposição de energia acontece na superfície corporal, devem ser consideradas num modelo térmico adequado. Os cálculos de SAR utilizados para os adultos podem fornecer uma sobrestimativa da energia depositada, criando uma margem de segurança, mas também criando limites de operação desnecessários. Por outro lado, visto que vários protocolos de aquisição de imagem ficam restritos aos limites de SAR, a utilização de um modelo específico para neonatos poderia resultar numa melhoria de imagem nesta subpopulação. Note-se que os estudos foram efetuados em equipamento do fabricante Philips.

No presente trabalho, as estimativas de SAR são elevadas para neonatos. Porém, este cenário pode ser o resultado da implementação de medidas de segurança, apresentando uma SAR superior em neonatos, limitando os parâmetros de aquisição, apoiando-se no “pior cenário possível”.

8.3. Comparação 1,5 T / 3 T

Em 3 T, a energia depositada pelas ondas de radiofrequência pode ser clinicamente significativa. O valor de B_1 está duplicado em 3 T comparativamente a 1,5 T. Assim, a SAR é aumentada em quatro vezes em 3 T, comparando a mesma SqP em 1,5 T. As SqP do tipo SE com ponderação em T2 possuem valores elevados de SAR devido à utilização de múltiplos pulsos de refocalização com FA de 180° [90].

A comparação 1,5 T / 3 T efetuada no presente trabalho permite observar que, de facto, os valores de SAR registados em 3 T são superiores aos registados em 1,5 T, considerando diferenciação apenas ao nível das SqP. Para os estudos Abdómen/Pélvis, a SqP HASTE_{pT2} é aquela em que se nota menor diferença entre intensidades de campo, sendo bastante equivalentes. Porém, nas restantes SqP, a diferença é mais notória, *e.g.*, um aumento de cinco vezes em relação à mediana na SqP FLASH_{pT1} e aumento de duas vezes em EPI. No caso de estudos de Crânio, a diferença entre intensidades de campo é visível em todas as SqP consideradas, com maiores diferenças entre intensidades notadas nas SqP EPI-FID e EPI. Porém, em todas as SqP, os valores de SAR são bastante baixos.

8.4. Dificuldades encontradas e Limitações

Algumas adversidades e limitações podem ser enumeradas.

Em termos da recolha dos ficheiros Excel .csv, o facto de o Dicoogle não conseguir comportar pesquisa de grandes quantidades de dados impôs a separação em vários ficheiros .csv, posteriormente agregados no Excel. Tal passo seria prescindível se um único ficheiro .csv pudesse ser extraído. Por sua vez, o Excel também possui um limite de linhas numa folha de cálculo, forçando a utilização de ferramentas de pré-visualização e filtragem dos dados, antes do carregamento para a folha de Excel.

Já numa fase de exploração dos dados, identificaram-se várias séries que não pertenciam a doentes, mas sim a objetos de teste (fantomas). A identificação de tais fantomas foi possível recorrendo à tag DICOM *PatientName*, onde constavam variados nomes que claramente não pertenciam a pessoas, e à tag *PatientSex*, visto que (alguns) estariam marcados com género O (do inglês, *other*, outro). Porém, alguns fantomas possuem nomes peculiares e/ou designação de género feminino ou masculino, o que dificulta a sua identificação automática (*e.g.*, por aplicação de filtros ou procura de texto, ferramentas disponíveis no Excel). Assim, as séries foram observadas individualmente, processo consumidor de tempo e pouco prático, especialmente se se utilizasse uma base de dados ainda maior ou proveniente de várias fontes. Uma designação uniformizada de testes em fantomas possibilitaria a sua rápida identificação na base de dados. Observam-se outras incoerências na introdução de dados nas tag DICOM. Tem-se como exemplo a introdução de medidas de altura (tags *PatientSize*) em centímetros, o que não é coerente com a unidade determinada pela tag DICOM (metros) [56]. Por outro lado, a presença de séries com IMC = 80 (não consideradas na amostra) alerta para o erro de introdução de dados (altura do paciente introduzida é igual a 1 metro).

Nos dados ICNAS, a identificação do tipo de estudo é apenas possível recorrendo à tag *StudyDescription*, que, por sua vez, possui descrições bastante voláteis para o mesmo tipo de estudo, dificultando a rápida filtragem dos dados. Recordando a Tabela 6.3. do Capítulo 6.3, observam-se diferentes descrições para estudos semelhantes, descrições escritas em inglês ou em português, descrições com identificação da instituição requisitante (quando existe uma tag DICOM específica para o efeito), comprovando uma certa falta de uniformização na introdução de dados. No caso dos dados da BDO, utiliza-se a tag *BodyPartExamined*, cuja utilização para identificação do tipo de estudo foi muito mais agilizada comparativamente à utilização da tag *StudyDescription* no caso ICNAS.

Capítulo 9

Conclusões e Considerações Finais

9.1. Resumo do Trabalho e principais Conclusões

O desenvolvimento tecnológico na área da Ressonância Magnética tem sido incessante, contribuindo para o aparecimento de equipamentos mais sofisticados, abrindo novas possibilidades de investigação e posterior aplicação clínica. A par deste desenvolvimento deve estar uma atitude preventiva e de segurança perante possíveis (e até demonstrados) efeitos adversos que podem ocorrer durante o exame de RM. Nesta temática, a SAR tem desempenhado o papel principal na avaliação da energia de RF absorvida pelo corpo humano. Sabendo-se que os efeitos de exposição às RF passam pelo aquecimento tecidual, um cuidado extra deve ser tomado em situações e doentes com algum tipo de especificidade relevante neste contexto, como uma debilitada capacidade termorreguladora, situações de gravidez ou exames em crianças. Desta forma, é importante perceber como é que os procedimentos de segurança quanto às RF estão a ser implementados, avaliando-se os dados que se têm disponíveis, ou seja, a SAR e os restantes parâmetros de aquisição de imagem. À parte de dúvidas quanto à real capacidade da SAR em espelhar os aumentos de temperatura causados pela exposição às RF e de controvérsias sobre os seus métodos de determinação, o trabalho aqui apresentado focou-se nos dados disponibilizados pelo equipamento e, afinal de contas, apoia-se no único método de controlo da SAR acessível em contexto clínico e que, por sua vez, limita os protocolos que podem ser utilizados.

Desta experiência exploratória, conclui-se que estabelecer uma relação entre a SAR e algum parâmetro, morfológico ou técnico, revela-se pouco eficaz se não se considerar as SqP individualizadas; mesmo dentro da mesma SqP, existe uma grande variedade nas condições de aquisição. Os estudos de Abdómen/Pélvis registam valores de SAR de corpo inteiro bastante superiores aos registados para Crânio. A relação entre a SAR e a Massa Corporal /IMC é mais notória em estudos de Abdómen/Pélvis, permitindo identificar tendências com maior segurança do que em estudos de Crânio. Além disso, a tendência geral em estudos de Abdómen/Pélvis é de diminuição da SAR para com aumento da massa e IMC, enquanto que, para Crânio, se regista tendência de aumento do SAR máximo para com aumento da massa corporal. O padrão de superioridade dos valores de SAR para o sexo masculino é verificado em ambos os tipos de estudo.

Por último e não menos importante, refira-se a necessidade de maior e melhor padronização na identificação das mais variadas características de imagem. A aplicação de melhores práticas de registo de dados aliada à melhoria de introdução automática dos mesmos, visando facilitar a utilização dos metadados produzidos num formato de grande escala, é importante para fomentar o encontro das modalidades imagiológicas com a recente era do “*Big Data*”.

9.2. Trabalho Futuro

Identificam-se alguns temas passíveis de dar continuidade ao trabalho apresentado, que poderiam resultar num esclarecimento adicional, mais pormenorizado e justificado, para as questões em aberto no que toca ao cálculo da SAR:

1. Estudo da linha temporal de aplicação de SqP, *i.e.*, identificar possíveis relações de aumento/diminuição da SAR para com a ordem de aplicação das SqP num dado estudo;
2. Explorar a relação com outras medidas de composição corporal, *e.g.*, a superfície corporal, como sugerido em [97];
3. Estudar a relação da SAR com a utilização dedicada de bobines;
4. Agilizar a fase de análise de dados com utilização de *software* dedicado a grandes amostras;
5. Averiguar como é que a SAR é apreendida em ambiente clínico (*e.g.*, hospitalar, investigação) ou procurando perceber se, de facto, os dados introduzidos são aqueles que melhor caracterizam o paciente ou como é que o pessoal técnico atua perante restrições de SAR;
6. Procurar relação com dados não contemplados em tags DICOM, como são exemplo as medições de SAR parcial que apenas surgem na consola do operador aquando o momento de exame;
7. Estudar uma maior amostra de exames de RM de 3 T em crianças e neonatos, procurando corroborar o cenário ICNAS.

Referências Bibliográficas

- [1] B. Kaur, S. Singh, J. Kumar, "A Study of SAR Pattern in Biological Tissues due to RF Exposure," *2nd International Conference on Recent Advances in Engineering & Computational Sciences (RAECS)*, 2015.
- [2] F. G. Shellock, J. V. Cruess, "MR Procedures : Biologic Effects, Safety, and Patient Care," *Radiology*, vol. 232, no. 3, pp. 635–652, 2004.
- [3] OECD/EU, *Health at a Glance: Europe 2016 - State of Health in the EU Cycle*, OECD Publishing, Paris, 2016. Disponível Online em: <http://dx.doi.org/10.1787/9789264265592-en>. Acedido em 17/09/2017.
- [4] M. M. C. P. Ribeiro, J. G. O'Neill, J. da C. Maurício, *Caraterização da Tecnologia por Ressonância Magnética em Portugal*, Faculdade de Ciências Médicas (UNL) e ACSS, 2013.
- [5] V. Hartwig, "Engineering for safety assurance in MRI: analytical , numerical and experimental dosimetry," *Magn. Reson. Imaging*, vol. 33, no. 5, pp. 681–689, 2015.
- [6] C. Westbrook, C. Kaut Roth, J. Talbot, *MRI in practice*, 4th ed. Wiley-Blackwell, 2011.
- [7] D. Weishaupt, V. D. Köchli, B. Marincek, *How does MRI work? An Introduction to the Physics and Function of Magnetic Resonance Imaging*, 2nd ed. Verlag Berlin Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2006.
- [8] E. H. M. S. G. de Figueiredo, A. F. N. G. Borgonovi, T. M. Doring, "Basic Concepts of MR Imaging, Diffusion MR Imaging, and Diffusion Tensor Imaging," *Magn. Reson. Imaging Clin. N. Am.*, vol. 19, no. 1, pp. 1–22, 2011.
- [9] A. C. C. Murraças, "Imagem por Ressonância Magnética: princípios físicos, principais componentes, aplicações médicas, investigação e otimizações", Monografia na unidade curricular de Instrumentação para a Física Médica, Universidade de Aveiro, 2015.
- [10] R. Bitar, G. Leung, R. Perng, S. Tadros, A. R. Moody, J. Sarrazin, C. McGregor, M. Christakis, S. Symons, A. Nelson, T. P. Roberts, "MR pulse sequences: What Every Radiologist Wants to Know but Is Afraid to Ask," *RadioGraphics*, vol. 26, no. 2, pp. 513–537, 2006.
- [11] D. B. Plewes, W. Kucharczyk, "Physics of MRI: A primer," *J. Magn. Reson. Imaging*, vol. 35, no. 5, pp. 1038–1054, 2012.
- [12] D. W. McRobbie, E. A. Moore, M. J. Graves, M. R. Prince, *MRI from Picture to Proton*, 2nd ed. Cambridge University Press, 2006.
- [13] J. A. Pope, "4. Magnetic Resonance Imaging: Instrumentation and equipment," in *Medical Physics: Imaging*, Heinemann Advanced Science, 1999, pp. 86–91.
- [14] M. A. Brown, R. C. Semelka, "MR imaging Abbreviations, Definitions, and Descriptions: a Review," *Radiology*, vol. 213, no. 3, pp. 647–662, 1999.
- [15] G. E. Boyle, M. Ahern, J. Cooke, N. P. Sheehy, J. F. Meaney, "An Interactive Taxonomy of MR Imaging Sequences," *RadioGraphics*, vol. 26, no. 6, 2006.
- [16] W. R. Nitz, "MR imaging: Acronyms and clinical applications," *Eur. Radiol.*, vol. 9, no. 5, pp. 979–997, 1999.
- [17] A. D. Elster, "Questions and Answers in MRI." Disponível Online em: <http://www.mriquestions.com/index.html>. Acedido em 05/04/2017.
- [18] Siemens, "Pulse Sequences Application Brochure: Magnetom Espree," 2005. Disponível Online em: <http://docplayer.net/48128093-Pulse-sequences-application-brochure-magnetom-espre.html>. Acedido em 30/10/2017.
- [19] G. B. Chavhan, P. S. Babyn, B. G. Jankharia, H-L. M. Cheng, M. M. Shroff, "Steady-state MR imaging sequences: physics, classification, and clinical applications.," *Radiographics*, vol. 28, no. 4, pp. 1147–1160, 2008.
- [20] C. Westbrook, *Handbook of MRI Technique*, 4th ed. Wiley-Blackwell, 2014.
- [21] P. M. V. Martins, "Ressonância Magnética no Estudo da Produção do Português Europeu," Tese de Mestrado em Ciências da Fala e da Audição, Universidade de Aveiro, 2007.
- [22] M. F. Reiser, W. Semmler, H. Hricak, "2.4.6.1 Sequence Classification," in *Magnetic Resonance Tomography*, Springer Berlin Heidelberg, 2008, pp. 59–61.
- [23] Siemens, "MRI Acronyms," 2010. Disponível Online em: https://www.healthcare.siemens.com/siemens_hwem-hwem_sxxa_websites-context-root/wcm/idc/groups/public/@global/@imaging/@mri/documents/download/mdaw/mtty1/~edisp/mri_acronyms-00033460.pdf. Acedido em 04/05/2017.
- [24] International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection, "Exposure to high frequency electromagnetic fields, biological effects and health consequences (100 kHz-300 GHz)," *ICNIRP 16/2009*, 2009.
- [25] Vijayalaxmi, M. Fatahi, O. Speck, "Magnetic resonance imaging (MRI): A review of genetic damage investigations," *Mutat. Res.*, vol. 764, no. April–June, pp. 51–63, 2015.

-
- [26] U. Lucia, A. Ponzetto, T. S. Deisboeck, "Investigating the impact of electromagnetic fields on human cells: A thermodynamic perspective," *Phys. A Stat. Mech. its Appl.*, vol. 443, no. 1, pp. 42–48, 2016.
 - [27] D. Formica, S. Silvestri, "Biological effects of exposure to magnetic resonance imaging: an overview.," *Biomed. Eng. Online*, vol. 3, p. 11, 2004.
 - [28] International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection, "ICNIRP Statement on Medical Magnetic Resonance (MR) Procedures: Protection of Patients," *Health Phys.*, vol. 87, no. 2, pp. 197–216, 2004.
 - [29] O. Kraff, M. E. Ladd, "MR Safety Update 2015: Where Do the Risks Come From?," *Curr. Radiol. Rep.*, vol. 4, no. 34, pp. 1–7, 2016.
 - [30] L. L. Tsai, A. K. Grant, K. J. Morteale, J. W. Kung, M. P. Smith, "A Practical Guide to MR Imaging Safety: What Radiologists Need to Know," *RadioGraphics*, vol. 35, no. 6, pp. 1722–1737, 2015.
 - [31] J. P. De Wilde, D. Grainger, D. L. Price, C. Renaud, "Magnetic resonance imaging safety issues including an analysis of recorded incidents within the UK," *Prog. Nucl. Magn. Reson. Spectrosc.*, vol. 51, no. 1, pp. 37–48, 2007.
 - [32] Z. C. Jacob, M. F. Tito, A. B. Dagum, "MR imaging-related Electrical Thermal Injury Complicated by Acute Carpal Tunnel and Compartment Syndrome: Case Report," *Radiology*, vol. 254, no. 3, pp. 846–850, 2010.
 - [33] J. Haik, S. Daniel, A. Tessone, A. Orenstein, E. Winkler, "MRI induced fourth-degree burn in an extremity, leading to amputation," *Burns*, vol. 35, no. 2, pp. 294–296, 2009.
 - [34] S. Sammet, "Magnetic resonance safety," *Abdom. Radiol.*, vol. 41, no. 3, pp. 444–451, 2016.
 - [35] International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection, "Amendment to the ICNIRP Statement on Medical Magnetic Resonance (MR) Procedures: Protection of Patients," *Health Phys.*, vol. 97, no. 3, pp. 259–261, 2009.
 - [36] International Electrotechnical Commission, "(Preview Version) IEC 60601-2-33:2010+AMD1:2013+AMD2:2015: Consolidated version," 2015. Disponível Online em: <https://webstore.iec.ch/publication/22705>. Acedido em 05/06/2016.
 - [37] International Electrotechnical Commission, "(Preview Version) Medical electrical equipment – Part 2-33: Particular requirements for the safety of magnetic resonance equipment for medical diagnosis", 2015. Disponível Online em: <https://webstore.iec.ch/publication/2647>. Acedido em 05/06/2016.
 - [38] Medicines and Healthcare products Regulatory Agency, "Safety Guidelines for Magnetic Resonance Imaging Equipment in Clinical Use," 2015. Disponível Online em: <https://www.gov.uk/government/publications/safety-guidelines-for-magnetic-resonance-imaging-equipment-in-clinical-use>. Acedido em 05/06/2016.
 - [39] E. G. Eising, J. Hughes, F. Nolte, W. Jentzen, A. Bockisch, "Burn injury by nuclear magnetic resonance imaging," *Clin. Imaging*, vol. 34, no. 4, pp. 293–297, 2010.
 - [40] V. Hartwig, G. Giovannetti, N. Vanello, M. Lombardi, L. Landini, S. Simi, "Biological Effects and Safety in Magnetic Resonance Imaging: A Review," *Int. J. Environ. Res. Public Health*, vol. 6, no. 6, pp. 1778–1798, 2009.
 - [41] L. Alon, C. M. Deniz, G. Carluccio, R. Brown, D. K. Sodickson, C. M. Collins, "Effects of anatomical differences on electromagnetic fields, SAR, and temperature change," *Concepts Magn. Reson. Part B Magn. Reson. Eng.*, vol. 46, no. 1, pp. 8–18, 2016.
 - [42] G. Carluccio, M. Bruno, C. M. Collins, "Predicting long-term temperature increase for time-dependent SAR levels with a single short-term temperature response," *Magn. Reson. Med.*, vol. 75, no. 5, pp. 2195–2203, 2016.
 - [43] Food and Drug Administration, "Guidance for Industry and Food and Drug Administration Staff: Criteria for Significant Risk Investigations of Magnetic Resonance Diagnostic Devices," 2014. Disponível Online em: <https://www.fda.gov/RegulatoryInformation/Guidances/ucm072686.htm>. Acedido em 26/05/2016.
 - [44] National Electrical Manufacturers Association (NEMA), *NEMA Standards Publication MS 8-2008: Characterization of the Specific Absorption Rate for Magnetic Resonance Imaging Systems*. Rosslyn, VA 22209: NEMA, 2008. Disponível Online em: <https://www.nema.org/Standards/Pages/Characterization-of-the-Specific-Absorption-Rate-for-Magnetic-Resonance-Imaging-Systems.aspx>. Acedido em 02/06/2016.
 - [45] Z. Wang, J. C. Lin, "SAR calculations in MRI scanning systems," *IEEE Microw. Mag.*, vol. 13, no. 5, pp. 22–29, 2012.
 - [46] F. X. Hebrank, "More on SAR – A practical Guidance for MR Users," *Int. Soc. Magn. Reson. Med. Sunr. Educ. Sess. - Saf. Updat.*, vol. 21 April, 2009.
 - [47] P. A. Bottomley, "Turning Up the Heat on MRI," *J. Am. Coll. Radiol.*, vol. 5, no. 7, pp. 853–855, 2008.
 - [48] J. P. Stralka, P. A. Bottomley, "A prototype RF dosimeter for independent measurement of the average specific absorption rate (SAR) during MRI," *J. Magn. Reson. Imaging*, vol. 26, no. 5, pp. 1296–1302, 2007.
 - [49] A.-M. M. El-Sharkawy, D. Qian, P. A. Bottomley, W. A. Edelstein, "A multichannel, real-time MRI RF power monitor for independent SAR determination," *Med. Phys.*, vol. 39, no. 5, pp. 2334–41, 2012.
 - [50] H. Saybasili, J. Kirsch, Zuehlsdorff; Sven, "Patent Application Publication: Patient-Specific Estimation of Specific Absorption Rate," US20160091583 A1, 2016.

-
- [51] J. Allison, N. Yanasak, "What MRI sequences produce the highest specific absorption rate (SAR), and is there something we should be doing to reduce the SAR during standard examinations?," *Am. J. Roentgenol.*, vol. 205, no. 2, p. W140, 2015.
- [52] R. N. J. Graham, R. W. Perriss, A. F. Scarsbrook, "DICOM demystified: A review of digital file formats and their use in radiological practice," *Clin. Radiol.*, vol. 60, no. 11, pp. 1133–1140, 2005.
- [53] NEMA PS3 / ISO 12052, "Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM) Standard PS3.1 2016b - Introduction and Overview." National Electrical Manufacturers Association, Rosslyn, VA, USA. Disponível Online em: <http://medical.nema.org/>. Acedido em 06/06/2016.
- [54] O. S. Pianykh, *Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM): A Practical Introduction and Survival Guide*, 2nd ed. Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2012.
- [55] NEMA PS3 / ISO 12052, "Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM) Standard PS3.5 - Data Structures and Encoding." National Electrical Manufacturers Association, Rosslyn, VA, USA. Disponível Online em: <http://medical.nema.org/>. Acedido em 06/06/2016.
- [56] NEMA PS3 / ISO 12052, "Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM) Standard PS3.3 2016b - Information Object Definitions." National Electrical Manufacturers Association, Rosslyn, VA, USA. Disponível Online em: <http://medical.nema.org/>. Acedido em 02/06/2016.
- [57] C. Costa, C. Ferreira, L. Bastião, L. Ribeiro, A. Silva, J. L. Oliveira, "Dicoogle - An open source peer-to-peer PACS," *J. Digit. Imaging*, vol. 24, no. 5, pp. 848–856, 2011.
- [58] C. Viana-Ferreira, C. Costa, J. L. Oliveira, "Dicoogle relay - A cloud communications bridge for medical imaging," in *25th IEEE International Symposium on Computer-based Medical Systems*, 2012, pp. 0–5.
- [59] H. K. Huang, *PACS and Imaging Informatics: Basic Principles and Applications*, 2nd ed. John Wiley & Sons, Inc., 2010.
- [60] M. Santos, S. de Francesco, L. A. B. Silva, A. Silva, C. Costa, N. Rocha, "Multi vendor DICOM metadata access a multi site hospital approach using Dicoogle," in *8th Iberian Conference on Information Systems and Technologies (CISTI 2013)*, 2013, no. Dim, pp. 1–7.
- [61] F. Valente, L. A. B. Silva, T. M. Godinho, C. Costa, "Anatomy of an Extensible Open Source PACS," *J. Digit. Imaging*, vol. 29, no. 3, pp. 284–296, 2015.
- [62] "Dicoogle." Disponível Online em: <http://www.dicoogle.com/>. Acedido em 17/06/2017.
- [63] Funded by Frederick Nat. Lab for Cancer Research, "The Cancer Imaging Archive (TCIA)," 2014. Disponível Online em: <http://www.cancerimagingarchive.net/>. Acedido em 29/03/2017.
- [64] Microsoft Corporation®, "Excel specifications and limits." Disponível Online em: <https://support.office.com/en-us/article/Excel-specifications-and-limits-1672b34d-7043-467e-8e27-269d656771c3>. Acedido em 15/04/2017.
- [65] Direção-Geral de Saúde, "Orientações e Circulares Informativas: Avaliação Antropométrica no Adulto," *Orientação nº 017/2013 de 05/12/2013*, 2013. Disponível Online em: <https://www.dgs.pt/directrizes-da-dgs/orientacoes-e-circulares-informativas/orientacao-n-0172013-de-05122013.aspx>. Acedido em 07/08/2017.
- [66] Siemens, "Pulse Sequences Application Brochure: Magnetom Trio," 2004. Disponível Online em: http://www.nil.wustl.edu/labs/kevin/man/answers/trio_manual/pulse_sequences.pdf. Acedido em 05/04/2017.
- [67] MathWorks, "kruskalwallis." Disponível Online em: <https://www.mathworks.com/help/stats/kruskalwallis.html>. Acedido em 22/09/2017.
- [68] MathWorks, "multcompare." Disponível Online em: https://www.mathworks.com/help/stats/multcompare.html#inputarg_stats. Acedido em 22/09/2017.
- [69] F. S. Nahm, "Nonparametric statistical tests for the continuous data: the basic concept and the practical use," *Korean J. Anesthesiol.*, vol. 69, no. 1, pp. 8–14, 2016.
- [70] G. MacBeth, E. Razumiejczyk, R. Ledsema, "Cliff's Delta Calculator: A non-parametric effect size program for two groups of observations," *Univ. Psychol.*, vol. 10, no. 2, pp. 545–555, 2011.
- [71] W. Ma, L. Chen, Y. Yang, Y. Zhou, B. Xu, "Empirical analysis of network measures for effort-aware fault-proneness prediction," *Inf. Softw. Technol.*, vol. 69, no. September, pp. 50–70, 2016.
- [72] H. Hentschke, M. Stüttgen, "Measure of Effect Size Toolbox," 2011. Disponível Online em: <https://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/32398-hhentschke-measures-of-effect-size-toolbox>. Acedido em 13/09/2017.
- [73] J. Goedhart, "Calculation of a distribution free estimate of effect size and confidence intervals using VBA/Excel," *bioRxiv*, vol. September, 2016.
- [74] M. Reed, "Free statistics code." Disponível Online em: <http://markread.info/code/CliffDelta.m>. Acedido em 16/07/2017.
- [75] D. Feng, N. Cliff, "Monte Carlo Evaluation of Ordinal d with Improved Confidence Interval," *J. Mod. Appl. Stat. Methods*, vol. 3, no. 2, pp. 322–332, 2004.

-
- [76] M. R. Hess, J. D. Kromrey, "Robust Confidence Intervals for Effect Sizes: A Comparative Study of Cohen's d and Cliff's Delta Under Non-normality and Heterogeneous Variances," in *Paper presented at the annual meeting of the American Educational Research Association*, 2004, pp. 1–30.
 - [77] A. Fitrianto, L. Y. Chin, "Assessing normality for data with different sample sizes using SAS, MINITAB and R," vol. 11, no. 18, pp. 10845–10850, 2016.
 - [78] A. Ghasemi, S. Zahediasl, "Normality tests for statistical analysis: A guide for non-statisticians," *Int. J. Endocrinol. Metab.*, vol. 10, no. 2, pp. 486–489, 2012.
 - [79] N. M. Razali, N. R. Shamsudin, N. N. N. A. Maarof, A. Ismail, "A comparison of normality tests using SPSS, SAS and MINITAB: An application to Health Related Quality of Life data," *2012 Int. Conf. Stat. Sci. Bus. Eng.*, no. September, pp. 1–6, 2012.
 - [80] H.-Y. Kim, "Statistical notes for clinical researchers: assessing normal distribution (1)," *Restor. Dent. Endod.*, vol. 37, no. 4, pp. 245–248, 2012.
 - [81] D. Coin, "Testing normality in the presence of outliers," *Stat. Methods Appl.*, vol. 17, no. 1, pp. 3–12, 2008.
 - [82] A. C. Elliott, W. A. Woodward, "Statistical Analysis Quick Reference Guidebook: With SPSS Examples," 1st ed., SAGE Publications, Ed. London, 2007, pp. 25–38.
 - [83] H. Kim, "Statistical notes for clinical researchers: assessing normal distribution (2) using skewness and kurtosis," *Restor. Dent. Endod.*, vol. 38, no. 1, pp. 52–54, 2013.
 - [84] L. Nancy, J. Anthony, "A Call for Greater Use of Nonparametric Statistics," *Annu. Meet. MidSouth Educ. Res. Assoc.*, 2002.
 - [85] J. D. Tomlinson, P. McClure, "Understanding the Concept of Effect Size to Guide Clinical Decisions about Treatment," *J. Hand Ther.*, vol. 20, no. 3, pp. 277–279, 2007.
 - [86] P. Kalinowski, F. Fidler, "Interpreting Significance: The Differences Between Statistical Significance, Effect Size, and Practical Importance," *Newborn Infant Nurs. Rev.*, vol. 10, no. 1, pp. 50–54, 2010.
 - [87] L. Loureiro, M. Gameiro, "Interpretação crítica dos resultados estatísticos: para lá da significância estatística," *Rev. Enferm. Ref.*, vol. III Série, no. 3, pp. 151–162, 2011.
 - [88] M. Tomczak, E. Tomczak, "The need to report effect size estimates revisited. An overview of some recommended measures of effect size," *Trends Sport Sci.*, vol. 1, no. 21, pp. 19–25, 2014.
 - [89] J. Khalilzadeh, A. D. A. Tasci, "Large sample size, significance level, and the effect size: Solutions to perils of using big data for academic research," *Tour. Manag.*, vol. 62, no. October, pp. 89–96, 2017.
 - [90] F. M. Akisik, K. Sandrasegaran, A. M. Aisen, C. Lin, C. Lall, "Abdominal MR imaging at 3.0 T," *Radiographics*, vol. 27, no. 5, pp. 1433–1444, 2007.
 - [91] M. Poustchi-Amin, S. A. Mirowitz, J. J. Brown, R. C. McKinstry, T. Li, "Principles and Applications of Echo-planar Imaging: A Review for the General Radiologist," *RadioGraphics*, vol. 21, no. 3, pp. 767–779, 2001.
 - [92] T. Nakaura, M. Kidoh, N. Maruyama, T. Kawahara, T. Namimoto, Y. Sakai, K. Harada, Y. Yamashita, "Usefulness of the SPACE pulse sequence at 1.5T MR cholangiography: Comparison of image quality and image acquisition time with conventional 3D-TSE sequence," *J. Magn. Reson. Imaging*, vol. 38, no. 5, pp. 1014–1019, 2013.
 - [93] J. P. Mugler, "Optimized three-dimensional fast-spin-echo MRI," *J. Magn. Reson. Imaging*, vol. 39, no. 4, pp. 745–767, 2014.
 - [94] J. Wang, "Issues with radiofrequency heating in MRI [Letter to the editor]," *J. Appl. Clin. Med. Phys.*, vol. 15, no. 5, pp. 275–277, 2014.
 - [95] G. B. Chavhan, P. S. Babyn, M. Singh, L. Vidarsson, M. Shroff, "MR imaging at 3.0 T in children: technical differences, safety issues, and initial experience," *Radiographics*, vol. 29, no. 5, pp. 1451–1466, 2009.
 - [96] A. M. Machata, H. Willschke, B. Kabon, D. Prayer, P. Marhofer, "Effect of brain magnetic resonance imaging on body core temperature in sedated infants and children," *Br. J. Anaesth.*, vol. 102, no. 3, pp. 385–389, 2009.
 - [97] E. Conil, a Hadjem, F. Lacroux, M. F. Wong, J. Wiart, "Variability analysis of SAR from 20 MHz to 2.4 GHz for different adult and child models using finite-difference time-domain," *Phys. Med. Biol.*, vol. 53, no. 6, pp. 1511–1525, 2008.
 - [98] M. Lu, S. Ueno, "Comparison of specific absorption rate induced in brain tissues of a child and an adult using mobile phone," *J. Appl. Phys.*, vol. 111, no. 7, 2012.
 - [99] M. R. A. Qureshi, Y. Alfadhli, X. Chen, "The influence of children's weight on the absorption of electromagnetic fields," pp. 1631–1632, 2016.
 - [100] S. J. Malik, A. Beqiri, A. N. Price, J. N. Teixeira, J. W. Hand, J. V. Hajnal, "Specific absorption rate in neonates undergoing magnetic resonance procedures at 1.5T and 3T," *NMR Biomed.*, vol. 28, no. 3, pp. 344–352, 2015.

ANEXOS

Anexo I. Função MATLAB DeltaCliff

```
function D_Cliff = DeltaCliff(X,Y)

clc

% Ordenar vetores por ordem ascendente

Xord=sort(X);
Yord=sort(Y);

% Calcular comprimento dos vetores

lx = length(X);
ly = length(Y);

% Calcular o vetor com menor comprimento

if (lx < ly)
    MenorNumero = lx;
else
    MenorNumero = ly;
end

% Matriz de Comparação
% Primeira dimensão: elementos de X
% Segunda dimensão: elementos de Y
% Valores calculados como: mat(i,j) = 1 se X(i) > Y(j)
%                                     = 0 se X(i) = Y(j)
%                                     =-1 se X(i) < Y(j)

mat = zeros(lx, ly);

% Fazer as comparações

for i = 1:lx
    for j = 1:ly
        if Xord(i) > Yord(j)
            mat(i,j) = 1;
        elseif Xord(i) < Yord(j)
            mat(i,j) = -1;
        end
    end
end

% Calcular Delta de Cliff

SomaMatriz = sum(mat(:));
D_Cliff = SomaMatriz / (lx * ly);
```

```

% Calcular o Intervalo de Confiança para Delta de Cliff

% Calcular o valor médio para cada linha da matriz de comparação (Vardi)

ValorMedioLinha = zeros(lx,1);
SomaLinha = 0;
SomaLinha = sum(mat,2);
ValorMedioLinha = SomaLinha / ly;

% Calcular o valor médio para cada coluna da matriz de comparação (Vardj)

ValorMedioColuna = zeros(ly,1);
SomaColuna = 0;
SomaColuna = sum(mat,1);
ValorMedioColuna = SomaColuna / lx;

% Calcular a variância a partir da diferença entre o Delta de Cliff e o
% valor médio por linha (Vardi)

VarQuad = 0;
VarQuad = VarQuad + sum( (D_Cliff - ValorMedioLinha).^2);
Vardi = (VarQuad) / (lx-1);

% Calcular a variância a partir da diferença entre o Delta de Cliff e o
% valor médio por coluna (Vardj)

VarQuad = 0;
VarQuad = VarQuad + sum( (D_Cliff - ValorMedioColuna).^2);
Vardj = sum(VarQuad) / (ly-1);

% Calcular a variância a partir da diferença entre o Delta de Cliff e o
% cada elemento da matriz de comparação (Vardij)

% Descobrir números únicos da matriz de comparação (-1, 0 ou 1)

Unicos = unique(mat);

% Quantos números únicos existem

NumUnicos = length (Unicos);

% Contar o número de vezes que os números únicos aparecem

Tabela = [Unicos,histc(mat(:),Unicos)];

% Vezes que os números aparecem

Numero = Tabela(:,2);

% Cálculo das somas para cada numero único

s1=(D_Cliff - (Unicos(1,:))).^2 * (Numero(1,:));

if NumUnicos == 1
    VarQuad = s1;
end

```

```

    if NumUnicos == 2
        s2=(D_Cliff - (Unicos(2,:)).^2 * (Numero(2,:)));
        VarQuad = ( s1+s2 );
    end

    if NumUnicos == 3
        s2=(D_Cliff - (Unicos(2,:)).^2 * (Numero(2,:)));
        s3=(D_Cliff - (Unicos(3,:)).^2 * (Numero(3,:)));
        VarQuad = ( s1+s2+s3 );
    end

    Vardij = VarQuad / (ly-1) / (lx-1);

% for i = 1:lx
%     for j = 1:ly
%         VarQuad = 0;
%     end
% end

% Calcular sigma ao quadrado de acordo com a equação

SigmaQuad = (Vardi * (ly-1) + Vardj * (lx-1) + Vardij) / lx / ly;

% Calcular intervalos de confiança assimétricos

IC_LI = ( (D_Cliff - (D_Cliff.^3)) - ( (1.96 .* sqrt(SigmaQuad)) .*
sqrt( (1-D_Cliff .* D_Cliff).^2 + (1.96*1.96*SigmaQuad) ) ) ) / ( 1-
(D_Cliff.^2) + (1.96 * 1.96 * SigmaQuad));
IC_LS = ( (D_Cliff - (D_Cliff.^3)) + ( (1.96 .* sqrt(SigmaQuad)) .*
sqrt( (1-D_Cliff .* D_Cliff).^2 + (1.96*1.96*SigmaQuad) ) ) ) / ( 1-
(D_Cliff.^2) + (1.96 * 1.96 * SigmaQuad));

% Calcular intervalos de confiança no caso de D_Cliff = 1 ou -1

if D_Cliff == 1
    IC_LS = 1
    IC_LI = (MenorNumero - (1.96*1.96)) / (MenorNumero + (1.96*1.96))
end

if D_Cliff == -1
    IC_LI = 1
    IC_LS = ( (1.96.^2) - MenorNumero) / (MenorNumero + (1.96.^2))
end

% Mostrar Resultados

formatSpec = 'Delta de Cliff: %.3f \n';
fprintf(formatSpec,D_Cliff)

formatSpec = 'Intervalo de Confiança \n Limite Inferior: %4.3f \n Limite
Superior: %4.3f\n';
fprintf(formatSpec,IC_LI,IC_LS)

```